

İÇİNDEKİLER

I.GİRİŞ	1
A. SPİNAL ENSTRÜMANTASYONUN TARİHÇESİ	3
B. SPİNAL ENSTRÜMANTASYON VE OMURGA BİYOMEKANİĞİ	12
C. SPİNAL ENSTRÜMANTASYONDA KULLANILAN MALZEMELER	19
D. TİTANYUM VE TIPTA KULLANIMI	19
II. AMAÇLAR	24
III.GEREÇ VE YÖNTEM	25
IV. SONUÇLAR	26
V. TARTIŞMA.....	39

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam sırasında bana gösterdiği ilgi ve yardımlarından dolayı tez danışmanım Prof.Dr.Metin Güner'e, deney aşamasında görev alan İzmir yüksek teknoloji enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilimdalı Malzeme Mühendisliği Departmanında görevli sn. Prof.Dr.Sedat Akkurt'a, deneylerin yapılması için gerekli malzemeyi sağlayan sn. Hüseyin Varlı'ya, istatistik çalışmada yardımlarını esirgemeyen sn. İpek Ergüden'e asistanlık ve tez sürecinde yardım ve destekleriyle ayakta durduğum babam Mustafa annem Gülten ağabeyim Göker ve eşi Öykü FIRAT'a ve Can Akkuş'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım

Uzmanlık eğitimi boyunca bana emeği geçen tıp ve nöroşirurji eğitiminin yanı sıra daha birçok konuda aydınlanmamı sağlayan hocalarım Prof.Dr.Ümit Acar'a, Prof.Dr.Metin Güner'e, Prof.Dr.Nuri Arda'ya, Prof.Dr.Nurullah Yüceer'e, Prof.Dr. Kemal Yücesoy'a , Prof. Dr.Serhat Erbayraktar'a, Doç.Dr.Ercan Özer'e , Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D. öğretim üyesi Prof.Dr.A.Necati Gökmen'e ; Asistan arkadaşlarım Dr.Cenk Ergüden, Dr.Gündüz Kadir İstan, Dr.Birol Bayraktar, Dr.Ceren Kızmazoğlu, Dr.Gökтуğ Akyoldaş, Dr.Erdinç Özbek, Dr.Hakan Köprülü ve Dr.Ozan Durmaz 'a ayrı ayrı sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalıştığım

Servis hemşireleri Şirin Akyıl, Nazlı Akkaş, Yeliz Ankara, Zuhale Uçar, Leyla Alkan, Gönül Yapıcı, Gökşen Uslu Duran Pınar Çınar, Betül Balkan, Ayfer Eser, Ülkü Temiz ;

Ameliyathane hemşireleri Gülay Çörekçi, Sema Akın, Gülnaz Cengiz , Nadiye Salman, Arif Özgür Eydemir ;

Ameliyathane Personelleri Ali Tekdemir, Arif Kıvrakoğlu, Erol Gürdal , Niyazi Canan, Serdar Pekdemir;

Servis personelleri Şentürk Üçüncü, Yasin Küçükçapraz, Tarık Ertuğrul, Beyza Genç , Aydemir Albayrak 'a

gösterdikleri dostluk ve yardımlardan dolayı sonsuz teşekkürler sunarım.

GİRİŞ VE AMAC

Spinal cerrahide füzyon düşüncesi ilk defa 19. yy'ın başlarında ortaya atılmış olup torakolomber omurgada tel kullanılarak yapılan ilk fiksasyon 1889 yılında Hadra tarafından uygulanmıştır ¹. İlk spinal füzyon 1911 yılında Albee ve Hibbs adlı iki farklı cerrah tarafından uygulanmış ve füzyon amacıyla otolog greftler kullanılmıştır ². Enstrümanlı füzyona ilişkin karşılaşılabilen sorunlar spinal cerrahide enstrüman kullanımını getirmiş ve 1939 yılında Venable ve Stuck tarafından internal fiksasyon için Vitalium kullanımının önerilmesi ile başlayan enstrüman kullanımı son 50 yılda cerrahi ve radyolojik görüntüleme yöntemlerinin gelişimi, omurga biyomekaniğinin daha iyi anlaşılması ile hızla aşama kaydetmiş ve günümüzde kullandığımız insan anatomisi ve omurga biyomekaniği ile uyumlu, gerektiğinde harekete izin verebilen, uygulanımı pratik ve radyolojik yöntemler ile takibi yapılabilen enstrümantasyon sistemleri ortaya çıkmıştır ³.

Ülkemiz tıp tarihine baktığımızda spinal füzyonun tarihçesi 1925 yılında başlamaktadır. Yapılan ilk enstrümantasyonun posterior sublaminar telleme olduğu düşünülse de bununla ilgili mevcut yayın bulunmamaktadır. Ülkemizde spinal füzyon ameliyatları özellikle 1980'li yıllarda dünyadaki güncel gelişmeleri yakalamış sayılsa da günümüzde spinal cerrahi literatürleri incelendiğinde öncü konuma gelmiş olduğu görülmektedir. Başlangıçta spinal cerrahide sadece ithal enstrümanlar kullanılırken sonradan yerli üretim çabaları başlamış ve günümüzde yerli ve yabancı pek çok firma spinal enstrümanların hem araştırma-geliştirmesini hem de üretimini yaparak ülkemiz cerrahisinin hizmetine sunar hale gelmiştir ⁴

Beyin ve omurilik cerrahisi tıpta süratle gelişen bölümlerde biridir. Hekimlerin özverili çalışmaları ve günümüz ileri teknolojisinin günlük hayatta kullanımı ile Türk nöroşirürjisi dünya üzerinde adını duyurmuş ve nöroşirürji alanındaki gelişmelere öncülük eder ^{pozisyona} gelmiştir. Ülkemizdeki nöroşirürji kliniklerinin çoğu tıptaki güncel gelişmeleri takip edip, uygulayabilecek altyapı ve tecrübeye sahiptir. Günümüzde spinal cerrahide enstrümantasyon amacı ile yerli ve yabancı firmalar tarafından üretilen çok sayıda malzeme kullanılmaktadır. Çalışmamızda çeşitli merkezler tarafından uygulanmış ve kliniğimizde çeşitli nedenler ile tekrar opere edilerek çıkarılmış pedikül vidalarına madde analizi uygulanarak alaşımları karşılaştırılmış ve içerikleri literatürler eşliğinde karşılaştırılarak alaşımlarındaki farklılıklar ve klinik uygulanımdaki etkileri değerlendirilmiştir.

GENEL BİLGİLER

- B. SPİNAL ENSTRÜMANTASYONUN TARİHÇESİ
- C. SPİNAL ENSTRÜMANTASYON VE OMURGA BİYOMEKANİĞİ
- D. SPİNAL ENSTRÜMANTASYONDA KULLANILAN MALZEMELER
- E. TİTANYUM VE TIPTA KULLANIMI

SPİNAL ENSTRÜMANTASYONUN TARİHÇESİ

Geçtiğimiz yüzyılda teknolojinin ilerlemesine paralel olarak tıpta önemli gelişmeler kaydedilmiş olup spinal cerrahide de dikkate değer adımlar atılmıştır. Bununla birlikte insanlığın varoluşundan beri tıp bilimi uygulanmakta olup bizim ulaşabildiğimiz bilgiler ancak yazının icad edilmesinden itibaren tutulmuş olan kayıtlardır. Bu kayıtlar incelendiğinde omurga biyomekaniği ile ilgili kayıtların prehistorik döneme kadar uzandığı görülmektedir.

Omurga biyomekaniği tarihi prehistorik dönem , orta çağ ve yeni çağ olmak üzere üç bölümde incelenmektedir.

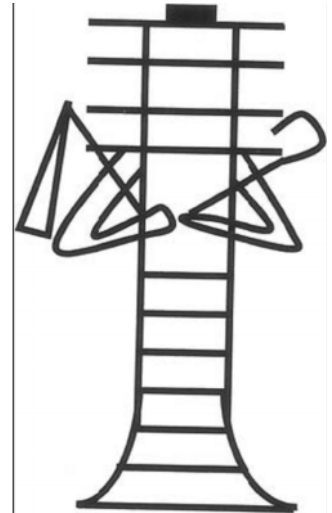
I-) PREHİSTORİK DÖNEM

Hindistan'da Srimad Bhagwat Mahapuranam adlı antik dini Hint yazıtlarında (M.Ö. 3500) kifoskolyoz hakkında bilgilere rastlanmaktadır.⁵

Antik Mısır'da ise spinal travma konusunda önemli bilgiler veren Edwin Smith cerrahi papirusu (MÖ 2600-2200) 'nda anlatılan 48 olgudan beşi servikal travma üzerine olup bu bölgedeki kemik diziliminin bozulmasını antik mısırlılar felaket olarak nitelendirmişlerdir.

'Eğer boynu kırık birini muayene edersen, bir vertebranın diğerine merdivenleştiğini görürsen, eğer hasta konuşmıyorsa, kafası arkaya düşüyorsa, bacakları ve kolları oynamıyorsa, bu tedavi edilemeyecek bir durumdur'.

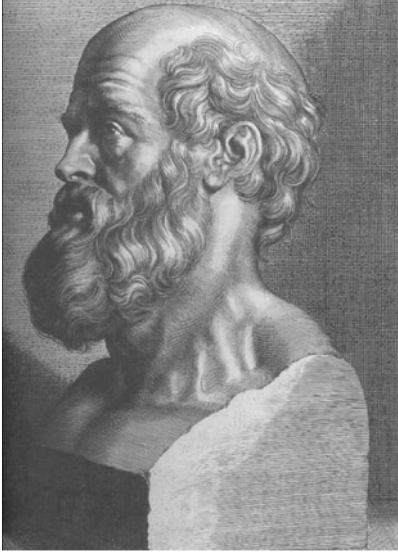
Eski Mısırlılarda mumya yapımı nedeniyle anatomi bilgileri oldukça ileriye. Mumyalarda gördükleri omurga yaralanmalarıyla hastanın prognozunu ilişkilendirebiliyorlardı. Aynı zamanda bazı papirüslerde sublüksasyon, dislokasyon ve kompresyon fraktürlerinin ayırımının



yapılabildiği anlaşılmaktadır. Spinal problemlerin prognozunun kötü olması nedeniyle genellikle tedavi uygulanmıyordu.⁶

Son zamanlarda yayınlanan bir çalışmada Antik Mısır'da omurgada spinal kolonun 'djed column' olarak simgelendirildiği ve omurganın servikal ,torakal ve lomber bölgelere ayrıldığı ortaya konmaktadır⁷.

M.Ö. 460-361 yılları arasında Kos adasında yaşamış olan Hipokrat antik çağın en ünlü hekimi olarak kabul edilmektedir. Hipokrat kemik kolonun diskler, ligamanlar ve kaslar tarafından tutulduğunu belirtmiştir. Spinöz proses kırığının zararsız olduğunu ancak vertebra korpus kırığının omurilik yaralanmasına neden olduğu için genellikle fatal olduğunu bildirmiştir. Hipokrat spinal dislokasyonun tedavisinde redüksiyon uygulamıştır. Hipokrat Pott ve kifoz arasındaki ilişkiyi tanımlayan ilk hekimdir. Kifotik deformitelerde lokal basınç ve traksiyonun etkin bir tedavi olduğunu düşünmüştür. Spinal dislokasyon tedavisi hakkındaki Hipokrat'ın tanımını ve geliştirilmiş halini orta çağın bir çok tıp eserinde görmek mümkündür⁸.



Hipokrat'tan sonra en çok tanınmış hekimlerden biri olan Bergamalı Galen (MS 131-201) Hipokratik temel tıp eğitimi almış, ancak Hipokrat'tan farklı olarak spinal hastalıkların tedavisinde manipulatif cerrahi yöntemler kullanmıştır. Tıp tarihinde ilk defa 'kifoz', 'lordoz', 'skolyoz' terminolojilerini kullanmıştır. Hipokrattan ayrılan temel yönü anatomi ve cerrahiye olan ilgisidir. 7 servikal, 12 torakal, 5 lomber vertebra olduğunu yazmıştır. Tanık olduğu gladyatör yaralanmaları ve diseksiyonlar sebebiyle hangi servikal vertebra yaralanmasının nasıl bir nörolojik tablo doğuracağını doğru tanımlamıştır. Gladyatörlerin resmi hekimi olması nedeniyle tarihin ilk spor hekimi olarak kabul edilmektedir. Ancak anatomi bilgileri buradaki dövüşlerdeki gladyatör yaralanmaları ile sınırlıdır. Bundan sonraki dönemde kilisenin insan vücudu üzerinde çalışmayı yasaklaması nedeniyle çalışmalarını domuzlar üzerinde devam ettirmiştir. Bu da yıllar boyunca kabul görececek bazı yanlış konseptlerin ortaya çıkmasına neden olmuştur⁹.

Takip eden dönemde Aegina'lı Paulus yazmış olduğu tıp ansiklopedisinde spinal deformitelerin bazılarına değinmiş ve tedavi ile ilgili önerilerde bulunmuştur.

II. ORTAÇAĞ

Ortaçağ'da batılı toplumlar kilisenin baskısı nedeniyle bilim konusunda duraklama devrini yaşarken İslam medeniyetinde bilimsel Rönesans yaşanmıştır. Arap yarımadasından kartaca'ya oradan da İber yarımadasına doğru ilerleyen Müslümanlar fethettikleri merkezlerdeki kütüphaneleri muhafaza etmiş ve ilim kitaplarını Arapça ve Farsçaya çevirerek bilimin hizmetine sunmuştur.

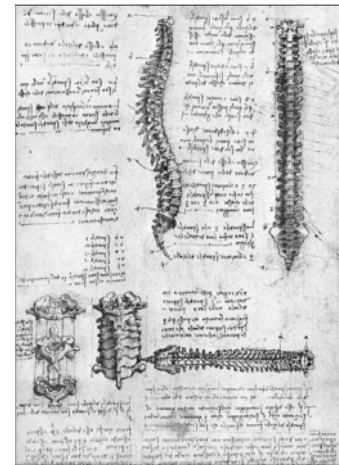
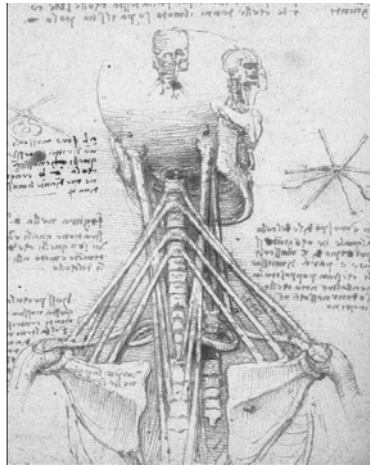
İbn-i Sina (984-1035) yazmış olduğu Al Kanun – fil – Tıbb adlı eserinin birinci cildinde anatomi bilgilerine yer vermiş; omurganın fonksiyonel anatomisi ve anatomik yapıların fonksiyonları ile birlikte bu işlevselliğin gerekçelerini de açıklamaya çalışmıştır. Bu dönemde insan kadavrası üzerinde çalışmak yasak olduğundan vermiş olduğu bilgilerin ne kadarının özgün ne kadarının Galenik bilgi olduğu tartışma konusudur^{10,11}.

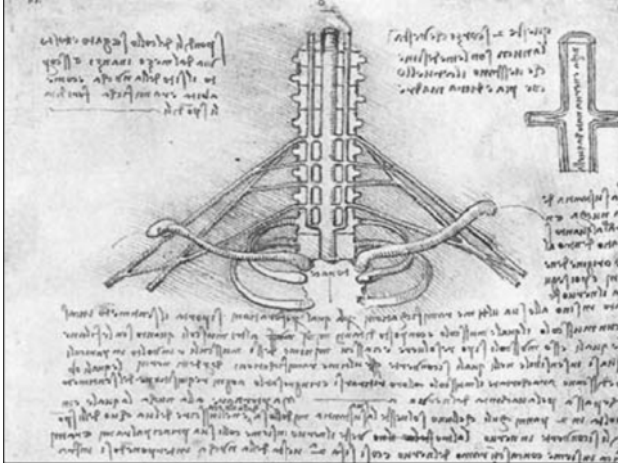
Al Zahravi İbn Sina ile hemen hemen aynı dönemde yaşamış olup omurga travması ve omurganın diğer hastalıklarına değinerek bunların tedavisinden ve dikkat çekici bir şekilde ortez kullanımından bahsetmiştir. Al Zahravi'nin çalışmalarının etkisi özellikle 15. yüzyılda Şerefettin Sabuncuoğlu tarafından yazılan Cerrahiyetül Haniye adlı eserde görülebilmektedir¹².

III. YENİÇAĞ

Erken Rönesans döneminde daha önce Arapça ve Farsçaya çevrilerek yokolmaktan kurtulan eserler Avrupa'da birçok merkezde tekrar orijinal dillerine çevrilerek Rönesans Felsefesi ile yeniden yorumlanmış ve Antik çağ Archimedes ve Virovius fizik kanunları kabul edilerek anatominin resmen bilim olarak çalışılmaya başlanması biyomekaniğin de tohumlarının atılmasına olanak sağlamıştır.

Leonardo da Vinci (1452-1519) Rönesans'ın önemli bir ressam ve sanatçısı olup omurga anatomisini, vertebra sayılarını, açılanmaları ve eklemleri doğru olarak tanımlamıştır.



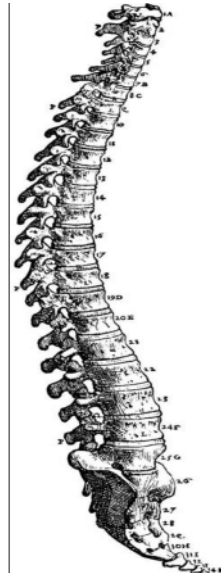


De Figura Humana adlı eserinde bu ilişkilerden bahseden da Vinci servikal spinal omurga stabilitesinde kasların da önemli görevi olduğunu ifade etmiştir¹³.

Bu görüş günümüz omurga biyomekaniğinin kabul ettiği temellerdendir^{13,14,15}.

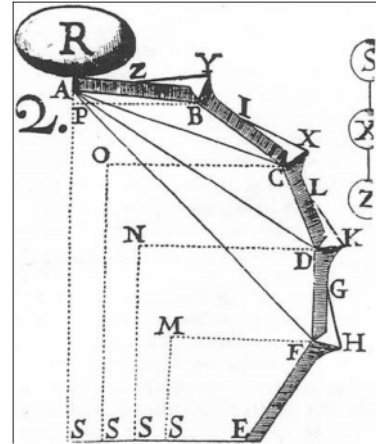
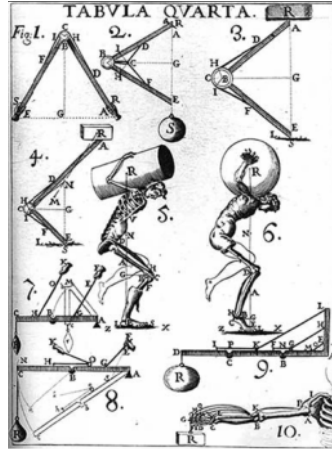
Anatominin modern anlamda ele alınmasının omurga biyomekaniğinin anlaşılmasında çok önemli rolü olup bu anlayışın öncüsü 1514 – 1564 yılları arasında yaşamış olan Andreas Vesalius'tur

Vesalius spinal anatomi üzerinde yapmış olduğu çalışmalarla omurga biyomekaniğine önemli katkılarda bulunmuştur. Leonardo da Vinci'nin çalışmaları uzun süre gizli kaldığından Vesalius anatominin babası olarak kabul edilmektedir. Vesalius'un De Humani Corporis Fabrica adlı yapıtı Galen'in kimi öğretilerini yıkmış ve modern anatomi anlayışını getirmiştir¹⁶.



Anatomik gelişmeleri doğrudan biyomekanik gelişmeler izlemiştir. Bu anlamda biyomekanik konusunda oldukça önemli bir portre olan Giovanni Alfonso Borelli'den söz etmek gerekir. Borelli (1608-1679) yaptığı çalışmalarla haklı olarak spinal biyomekanik babası olarak anılmaktadır. Matematik, fizik, fizyoloji, kimya ve astronomi üzerine eğitim alan Borelli Galileo'nun öğrencilerinden olan Castelli'nin öğrenciliğini yapmıştır. Genç yaşta Messina senatosuna seçilmiş, böylece özgürce bilimsel tartışmalar yapabilen bir topluluğa katılmıştır. Napoli ve Pisa'da matematik profesörlüğü yapmıştır. Mekaniğin fizyolojiye uygulandığı 'iatrophysics' (tıbbi fizik) konseptinin kurucusudur. Bu çalışmalar biyomekanik yolunu açmıştır. De Motu Animatum (Hayvanların hareketleri) adlı eseri yayınlanan ilk biyomekanik kitabıdır. 1680 yılında yayınlanan kitabın ilk bölümünde muskuloskeletal sistemin eksternal hareketleri, ikinci bölümde ise kasların fizyolojisi, kan dolaşımı gibi internal hareketler çalışılmıştır.

Borelli'nin omurganın biyomekaniği üzerinde ilginç saptamaları vardır. İntervertebral diskin viskoelastik yapıda olduğunu ve kemiklerin arasında yastık ve yay görevi olduğunu yazmıştır. Diskin aynı zamanda yük taşıdığını yazmıştır, çünkü yaptığı hesaplamalarda sadece spinal kasların ağır yükleri taşıyamayacağını hesaplamıştır. Servikal bölgeden yüklenen bir ağırlığın her bir omurgaya ne kadar yük bindireceğini hesaplamıştır ve bu değer 300 yıl geçmiş olmasına rağmen modern hesaplama yöntemleri ile desteklenmektedir. Borelli insan ağırlık merkezini saptayan ilk bilim adamıdır^{16,17,18,19}.



Borelli'den sonra kayda değer bir portre Leonard Euler'dir. 1707 ve 1783 yılları arasında yaşamış İsviçreli bilim adamı genelde matematik üzerine çalışmıştır ve astronomi, fizik, biyomekanik üzerine de çalışmalar yapmıştır. İnsan omurgasının bir kolon gibi kompresif ağırlıkları taşıdığını belirtmiş ve kritik yüklenme noktasında aşırı yüklenmeye bağlı instabilite oluşacağını yazmıştır. Yaptığı matematik ölçümlerini spinal biyomekanik modelde yoğunlaştırmıştır¹⁶.

1836'da ise Weber kardeşler makinelerle ilgilenmiş, yürüme ve koşmanın biyomekaniği hakkında çok ayrıntılı bir çalışma yayınlamışlardır¹⁷.

Bu bilim adamlarından sonra Julius Wolff'tan söz edilmesi gerekir. 1836-1902 yılları arasında yaşamış olan Alman bilim adamı kemikler üzerine yaptığı çalışmalarla ünlenmiştir. Wolff kanselöz kemiğin arşitektürünün kompresif ve tensil yüklenmelere dönük bir trabekülasyon gösterdiğini belirlemiştir. Wolff trabeküllerin yönü veya yüklerin yönündeki herhangi bir değişikliğin trabeküler düzenlemeyi bozacağını ifade etmiştir. Ortopedik cerrah kendi ismi ile

anılan Wolff kanununda şöyle demektedir: Kemiğin her fonksiyon değişimi matematik yasalarına bağlı kalınarak iç mimari ve dış konformasyonda değişiklik yapar. Bu kanun ile günümüzde, üzerine yük bindiğinde konulan intervertebral kemik greftlerinin füzyona gittiği, üzerinde yük olmayan kemik greftlerinin rezorbe olduğu ifade edilmektedir^{16,17}.

Yirminci yüzyılın ortalarında Pauwels'in çalışmalarına tanık oluruz. Pauwels biyolojik dokuların mekanik streslere olan yanıtlarını incelemiştir¹⁷.

MODERN KONSEPTLER :

Kolonlar Konsepti

Sir Frank Holdsworth 1962'de spinal travma geçiren 1000'den fazla nörolojik defisitli ve defisitsiz maden işçisini tedavi ederek spinal iki kolon modelini oluşturmuştur. Anterior kolonda anterior longitudinal ligaman , korpus, posterior longitudinal ligaman ;posterior kolonda ise pediküller, lamina, spinöz proses, faset ve ligamanlar vardır. Holdsworth posterior kolon bütünlüğünün bozulmasının instabilite açısından önemli olduğunu düşünmüştür²⁰. Öte yandan Louis anatomiye dayalı bir kolonlar konsepti tanımlamıştır²¹. 1983'te Francis Denis üç kolon modelini öne sürmüştür. Denis, Holdsworth tarafından stabil kabul edilen patlama fraktürlerinin instabil olduğunu buldu. Bunun üzerine posterior vertebral korpus, posterior annulus fibrosus ve posterior longitudinal ligamanı kapsayan üçüncü kolonu tanımlamıştır. İki kolonda gerçekleşecek yaralanmanın instabilite oluşturacağını bildirmiştir²².

Biyomekanik Çalışmalar

Özellikle geçtiğimiz yüzyılın ikinci yarısından itibaren gerek deney hayvanlarında , gerekse insan kadavrası üzerinde yapılan birçok biyomekanik çalışma ile biyomekanik bilimsel temelleri atılmış ve bu konuda birçok eser yayınlanmıştır. Yapılan çalışmaların zorluğu, kadavra sorunları, kasın biyomekanik etkinliğinin göz ardı edilmesi ve bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sonlu eleman modelleri gündeme getirmiştir. Son 25 yılda geliştirilen metoda omurga barlar, üçgen gibi geometrik yapılara dönüştürülmüş ve bilgisayar aracılığıyla matematik yöntemlerle modeller oluşturulmuştur. Bu yöntemle birçok spinal destrüksiyon ve enstrümantasyonun etkisi araştırılabilmektedir.

Son zamanlarda canlı insanda protezin içine yerleştirilen strain gauge'ler sayesinde postoperatif dönemde implantın durumu incelenmektedir. Bu amaçla öncelikle kalça protezinde çalışmalar yapılmışsa da lomber vertebralara yerleştirilen implantlar için de benzeri çalışmalar gerçekleştirilmektedir.

TÜRKİYE'DE SPİNAL FUZYONUN TARİHİ

Dünyada spinal füzyon ilk kez 1911'de yapılmıştır²³. Türkiye'de ise ilk spinal füzyonun 1925'te yapıldığı görülmektedir. Tarihsel olarak füzyon yapan ilk cerrahların genel cerrahi eğitimi alan cerrahlar olduğu, sonraki yıllarda ortopedist ve nöroşirürjiyenlerin füzyon ile ilgilendikleri gözlenmektedir.

Türkiye'de ilk Albee operasyonu, 1925 yılında Genel Cerrah Dr. Kemal (Prof. Dr. M.Kemal Öke,

tarafından iki olgu nedeni ile yapılmıştır²⁴. Bu olgu sunumunu, bir yıl sonra 1926'da bir başka genel cerrah olan Prof. Dr. Burhaneddin Toker'in, sunduğu bir başka olgu izlemiştir²⁵. 1942'de ise Dr. Sadettin Onaran, Pott nedeni ile Albee operasyonu uyguladığı dokuz olgu sunmuş, bu operasyonun etkin olduğunu ifade etmiştir²⁶. Dr. Onaran'ın bu çalışması Türkiye'de yayınlanan ilk spinal füzyon serisidir. Bu ilk çalışmalardan sonra ülke çapında daha sistemli çalışmaların yapılması için kemik hastaneleri kurulmuştur. Sonraki yıllarda kemik hastanelerinin yapılması ile spinal füzyon operasyonları Fransa'ya eğitim için gönderilen Dr. Baha Oskay (Baltalimanı Kemik Hastanesi)^{27,28} ve Dr. Orhan Aslanoğlu (Eğridir Kemik Hastanesi)²⁹ tarafından yapılmıştır. 1960'lı yıllarda posterior spinal füzyon giderek yaygınlık kazanmış, Ankara, İstanbul ve İzmir'deki merkezlerde yapılmıştır. Ege Üniversitesi'nde Dr. Veli Lök, 1960'tan sonra Pott hastalarında Albee operasyonuna başlamış³⁰, Dr. Rıdvan Ege ise aynı dönemde Albee operasyonunu modifiye ederek uygulamıştır³¹⁻³⁸.

Bu posterior lomber füzyon girişimlerinden sonra giderek anterior füzyon girişimleri de yapılmaya başlanmıştır. Dr. Çakırgil, 1964'ten itibaren Pott olgularında anterior spinal füzyon operasyonlarına başlamıştır³⁹. Yapılan bu spinal füzyon operasyonları genellikle torakal ve lomber bölge ile ilgiliydi. 1971 yılında Dr. Akçiçek, Eğridir Hastanesi'nde kifoz nedeniyle vertebral osteotomi yaptıkları 53 olgu sunmuştur⁴⁰.

Servikal bölgede ise anterior füzyon operasyonu ilk kez 1964 yılında Ankara'ya gelen Dr. Cloward tarafından Hacettepe Üniversitesi Nöroşirürji Kliniğinde yapılmıştır. Bu operasyonda kendisine Dr. Nurhan Avman ve Dr. Şükrü Bayındır eşlik etmiştir. Dr. Cloward operasyon akşamı ülkeyi terk etmiştir. İlginçtir ki, konan greft bir gün sonra yerinden çıkınca hasta yeniden ameliyata alınarak yeniden eski yerine yerleştirilmiştir⁴¹. Cloward'ın yaptığı bu ilk operasyondan sonra anterior servikal füzyon, 1965'ten itibaren Ankara Üniversitesi'nde Dr. Nurhan Avman tarafından^{42,43}, 1967'den itibaren Hacettepe Üniversitesi'nde Dr. Vural Bertan⁴⁴ ve Dr. Aykut Erbenği⁴⁵ ve Gülhane Askeri Hastanesi'nde 1968'den itibaren Dr. Hamit Ziya Gökalg tarafından^{46,47} yapılmış, bu teknik daha sonra Dr. Hüsamettin Gökay tarafından da kullanılmıştır⁴⁸.

Bu füzyon işlemlerinden başka Dr. Alıcı, 1978 yılında transoral füzyon operasyonu, 1979 yılında da ALIF operasyonu yapmıştır⁴⁹.

Türkiye'de Servikal Spinal Enstrümantasyon

Türkiye'de spinal enstrümantasyonun tarihçesine bakıldığında önce hangi enstrümantasyonun yapıldığı anlaşılmamaktadır. Bu konuda birebir yapılan pek çok görüşme sonucunda, ilk enstrümantasyonun posterior sublaminar telleme olduğu kanaatine varılmıştır. Ancak bu yönteme ilişkin her hangi bir yayın olmaması da gözönünde bulundurulmalıdır.

1964 yılında ilk Cloward operasyonu, Dr. Cloward tarafından Hacettepe Üniversitesi'nde yapıldıktan sonra yine aynı klinikte 1967 yılında Dr. Bertan ve Dr. Tokgözoğlu tarafından servikal travmalı bir olguda ilk servikal plak ile fiksasyon yapılmıştır^{45,50}. Plak uygulaması sonradan başka merkezlerde kullanıldıysa da posterior telle fiksasyon uzun bir süre popülerliğini kaybetmemiştir. Anterior servikal plaklar dünyada olduğu gibi sonraki yıllarda diğer başka patolojiler için de yaygın olarak kullanılmıştır.

1980'li yıllarda Halifax klemp bir süre için popüler olmuştur. Halifax klemp ile C1-2 ve diğer düzeylerde posterior fiksasyon ilk kez 1990'da yapılmıştır. Dr. Zileli, bu teknikle ilgili bir klinik seriyi bir kongrede sunmuştur⁵¹.

Ege Üniversitesi'nde ilk kez 1989 yılında Oksipitoservikal enstrümanlı fiksasyon için Runsford lupu kullanılmıştır⁵².

Benzer operasyon Dr. Özer tarafından Y plak kullanılarak yapılmış, 1993 yılında yayınlanmıştır⁵³.

Posterior servikalde yan kitle plaklaması 1994 yılında⁵⁴ Dr. Özer tarafından, odontoidin anterior vida ile fiksasyonu 1996 yılında⁵⁵ ve C1-2 transartiküler vidalama ise 1998 yılında Dr. Özer ve Dr. İplikçioğlu tarafından⁵⁶, Hangman kırığında postehor vidalama ise 1999 yılında Dr. Fahir Özer tarafından yapılmıştır⁵⁷.

Dr. Özer ve ark, 1999 yılında servikal spondilozda ve PLLO'da yeni bir teknik olan, kendilerinin "Open Window Corpectomy ve füzyon" olarak adlandırdıkları tekniği tanımlamışlardır⁵⁸.

Torakolomber enstrümantasyon :

1. Posterior sistemler:

Harrington'un kendi sistemini 1962 yılında tanıtmışından sonra bu sistem giderek tüm dünyada da kullanıma girmiştir. Servikal enstrümantasyonun aksine torakolomber enstrümantasyon öncelikle skolyozda kullanılmıştır. Türkiye'de ilk kez Harrington cihazı 1968 yılında Dr. Güngör Sami Çakırgil (Ankara Üniversitesi)⁵⁹⁻⁶², 1969 yılında Dr. Bahattin Oğuz Temoçin (İstanbul Üniversitesi)⁶³ ve 1972 yılında Dr. Mehmet Tiner (Ege Üniversitesi)⁶⁴ tarafından kullanılmıştır. Ayrıca 1971 yılında Dr. Altav da skolyoz nedeniyle Harrington uyguladığı 4 olgu sunmuştur⁶⁵. Harrington sistemi ve sonraki yıllarda yaygınlaşan transpediküler vidalama ve sublaminar tel ve kanca yöntemlerinin kullanılması ile bu sistemler diğer patolojilere de uygulanır hale gelmiştir.

İlk pediküler fiksasyon, Schanz vidası kullanılarak 1987 yılında Ankara Üniversitesi'nde (Dr. Derya Dinçer) tarafından yapılmıştır (Distribütör firma ile görüşme). Dr. Bilsel, 1988 yılında Luque sistemini uygulamıştır⁶⁶. 1988 yılı Kasım ayında ilk Cotrel-Dubousset cihazı, Dr. Çeliker^{67,68} ve Dr. Domaniç⁶⁹ tarafından kullanılmıştır. Dr. Hamzaoğlu, 1989 yılında Drummond-Harri-Luque olgularını bildirmiştir⁷⁰.

Saptanabildiği kadarı ile, Dr. Alıcı, ilk transpediküler fiksasyonunu 1991 yılında kendi adı ile anılan seti ile yapmıştır⁴⁹. Spondilolistezisteki ilk transpediküler uygulama da, Dr. Emin Alıcı tarafından yapılmıştır.

Nöroşirürjiyenler arasında torakolomber enstrümantasyon, 1980'li yıllarda uygulanmaya başlanmış, ilk Harrington ameliyatı, 1980 yılında Dr. Aydın Paşaoğlu tarafından yapılmıştır⁷¹.

Lomber kafes uygulaması ise, 1995 yılından sonra tüm yurt çapında bir çok nöroşirürjiyen ve ortopedist tarafından yapılmışsa da, bu yöntem daha çok nöroşirürjiyenler tarafından tercih edilmiştir. Bu konudaki bir çok firma ile temas kurulmasına karşın ilk kafes uygulamasının kimin tarafından yapıldığı belirlenememiştir.

2. Anterior sistemler:

Dr. Alıcı, 1990 yılında skolyozda anterior rijit rodlu fiksasyon yapmıştır. Kaneda cihazı, Omurga cerrahisi kongresine konuk konuşmacı olarak katılan Kaneda sonrasında kullanıma girmiştir. Böylece ilk Kaneda cihazı, 1992 yılında Ankara Üniversitesi'nde Dr. İlker Çetin tarafından kullanılmıştır. İstanbul'da ise, ilk Kaneda cihazı Dr. Hamzaoğlu tarafından 1993'te uygulanmıştır (Distribütör firma ile görüşme). İlk Dvvyer cihazı, skolyoz olgusunda 1987'de Dr. Güngör Sami Çakırgil ve ilk Webb-Morley cihazı, 1987 yılında Dr. Mümtaz Alpaslan tarafından kullanılmıştır. Nöroşirürjiyenler arasında ise ilk Kaneda cihazı, Ege Üniversitesi'nde 1993'te Dr. Zileli, İstanbul'da Dr. Özer tarafından kullanılmıştır.

İlk endoskopik enstrümantasyon, Dr. Alıcı tarafından 1994 yılında bildirilmiştir⁴⁹.

Enstrüman Sistemlerinin Geliştirilmesi

Önceleri yabancı (ithal) enstrümanlar kullanılırken sonradan yerli üretim çabaları da olmuştur. Bunlar arasındaki bir ilk Dr. Emin Alıcı tarafından 1990 yılında geliştirilen Alıcı sistemidir (Hipokrat firması, İzmir). Birkaç kez modifiye edilen bu sistem, özellikle ortopedistler tarafından çok yaygın olarak kullanılmıştır. Daha yakın tarihte, Dr. Tarık Yazar "İbn-i Sina Sistemi", Dr. Mehmet Zileli "Tıpsan Sistemi" adını verdiği universal spinal sistemleri geliştirmiş ve bunlar yerli üretime girmiştir.

Anterior sistem olarak Dr. Cengiz Türkmen'in anterior fiksatorünü de sayabiliriz. Bunların dışında Dr. Özer de anterior servikal diskektomi ve füzyon için kullanılan yeni bir ekartör sistemi geliştirmiştir.

Sonuç olarak, ilk spinal füzyonun genel cerrahlar tarafından yapıldığı, spinal füzyonun yakın tarihine bakıldığında ise torakolomber stabilizasyonun öncülerinin ortopedik spinal cerrahlar olduğu, özellikle torakolomber travma ve deformite olgularında ilk olguların onlar tarafından yapılmış olduğu görülmektedir. Servikal stabilizasyonda ise öncüler nörolojik spinal cerrahlar olmuştur. 1990'lardan sonra nöroşirürjiyenler de, torakolomber stabilizasyonla ilgilenmeye başlamıştır.

2-) SPİNAL ENSTRÜMANTASYON VE OMURGA BİYOMEKANİĞİ

FONKSİYONEL BİYOMEKANİK

Vertebranın kartezyen sistemi olarak bilinen $\pm x$, $\pm y$, $\pm z$ eksenlerinde üç rotasyon ve üç translasyon olmak üzere altı serbestlik derecesi bulunmaktadır. Klinkte bu eksenleri koronal, sagittal ve aksiyal plan olarak tanımlamaktayız.

Vertebra bu eksenlerde gerek rotasyon gerekse translasyon şeklinde yer değiştirme yaparken hareket etmeyen bir nokta bulunmaktadır. Bu nokta gerçekte bir noktalar kümesinden oluşmaktadır. Buna “rotasyonun anlık eksen (RAE) (=instantaneous axis of rotation (IAR))” denilmektedir. Vertebra bir eksen etrafında yaptığı rotasyon veya translasyon hareketi sırasında diğer iki planda da rotasyon veya translasyon hareketi yapabilmektedir. Kombine hareket (*coupling motion*) denilen bu özelliği nedeni ile her üç planda RAE oluşmaktadır. Tek bir plandaki RAE'nin kesiştiği yer basitçe ilgili segmentin RAE'i olarak tanımlanabilir⁷². Aynı şekilde tek bir plandaki RAE'nin kesiştiği yer bir nokta kümesi (*centroid*) olarak da tanımlanabilir⁷². RAE'nin vücutta bilinen pozisyonlara göre hesaplanması da mümkündür (*finite axis of rotations*)⁷². Bu yöntem ile hata payı azaltılarak RAE'nin üç boyutlu konumu “*helical axis of rotation*” olarak tanımlanmaktadır.⁷³

Spinal kolonun fonksiyonel biyomekanik özelliklerini tanımlayabilen en küçük birimine “fonksiyonel spinal ünite (FSU)” denilmektedir. FSU'de, iki komşu vertebra bir disk mesafesi, fasetler ve ligamanlar bulunmaktadır.

BİYOMEKANİK STABİLİTE KAVRAMI

Spinal stabilitenin bozulması ise spinal kolonun fizyolojik yükler altında yer değiştirme özelliklerinin (altı serbestlik derecesinin) büyük bir deformite olmaksızın kaybetmesi durumudur. İnstabilite durumunda nörolojik defisitinin veya ağrının olup olmaması bir kriter değildir. Bu tanımda spinal kordun korunması en önemli özellik iken zaman içerisinde hangi olguların ne tür cerrahi tedaviye ihtiyacı olduğunu tanımlamak için farklı tanı yöntemleri tanımlanmıştır.

Spinal kolonun iki kolona dayalı stabilite tanımlaması ilk olarak Holdsworth'un klinik deneyimlerine göre yapılmıştır.⁷² Holdsworth'a göre spinal stabilizasyon için posterior ligaman kompleksinin (interspinöz ve supraspinöz ligaman, ligamentum flavum ve apofizyal eklem) sağlam olması gereklidir. Basit patlama kırığı posterior ligamanların sağlam olduğu durumda stabil olarak kabul edilmektedir. Posterior ligaman hasarı olduğu durumlarda ise en az bir anterior kolon yapısının (vertebra cismi, anterior ve posterior longitudinal ligaman, intervertebral disk) hasarı olursa instabil olarak kabul edilmektedir. Ancak %50 veya daha fazla vertebra cismi yüksekliği kaybında posterior ligaman kompleksi sağlam olduğunda stabil olarak kabul eden bu görüş gerçekte spinal kordun nasıl bir tehdit altında olduğunu yansıtmamaktadır. Aynı şekilde yalnızca posterior ligaman kompleksinin hasarı ile instabilitenin gelişmeyebileceği biyomekanik çalışmalarca da kanıtlanmıştır^{72,74}.

Posterior ligaman kompleksinin tek başına hasar görse bile instabilite gelişmemesine rağmen, bu yapının posterior longitudinal ligaman ve intervertebral diskin posterior kısmı ile birlikte hasarlanması durumunda instabilitenin gelişebileceği ortada başka bir kolonun stabiliteye olan katkısını ortaya koymaktadır. Üç kolon teorisi olarak bilinen bu görüş Denis tarafından tanımlanmıştır.⁷² Üç kolon teorisinde; Ön kolon, anterior longitudinal ligaman, anterior annulus fibrosus, vertebra cisminin ön kısmından oluşmaktadır. Orta kolon ise posterior

longitudinal ligaman, posterior annulus fibrosus ve vertebra cisminin arka kısmından oluşmaktadır. Arka kolon ise iki kolon teorisindeki gibi posterior ligaman kompleksinden oluşmaktadır.

Spinal kolonun fizyolojik hareketleri dışında anatomisinde meydana gelen değişiklikler ile stabilizasyon için gerekli bozulması yük-deformasyon eğrisi ile açıklanabilir.⁷² Bu eğrinin linear kısmı fizyolojik bölge olarak kabul edilir. Bu bölgede yük ortadan kalktığında deformasyonda geri dönmektedir. Travmatik bölgede ise spinal kolonda anatomik olarak hasar vardır ancak kalıcı instabilite yoktur. Eğrinin bu kısmı klinikte mikrotravmaların etkisinin görüldüğü bölgedir. Bu bölgeden sonra ise deformasyonun büyük olduğu posttravmatik bölge bulunmaktadır. Burada spinal kolon instabildir ve deformasyon için gereken yükün çok fazla olması gerekmektedir. Düşük yükler altında büyük deformasyonlar ortaya çıkmaktadır.

Spinal kolonun biyomekanik olarak stabil olması direk olarak bu yapının anatomik özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Vertebra cisminin çekme yüklerine dayanımının basma yüklerinden daha fazla olmasının nedeni vertebranın dış kısmındaki sert kortikal kemik kısmı ve vertebra cismi içerisinde lameller yapıda olan spongios kemik yapıdan kaynaklanmaktadır. Çekme yükleri ile ilk hasar disk-endplate bölgesinde olurken vertebra cismi sağlam kalmaktadır.⁷² Benzer şekilde faset eklemlerin açısı sayesinde servikal (45 derecelik koronal oryantasyon), torakal (T1-10 arasında koronal, alt torakalda sagittal oryantasyon) ve lomber bölgedeki (sagittal oryantasyon) hareket aralıkları (*range of motion*) belirlenmektedir.

Fasetler genel olarak aksiyal yükü %20 oranında taşımaktadır. Özellikle servikal bölgedeki lordotik vertebra diziliminden dolayı ekstansiyon sırasında taşıdıkları yük %50 oranına varmaktadır.⁷² İstirahat halinde vertebra cismi ve fasetlerden geçen yük dağılımı dengedeysen, kuvvet vektörü faset eklemlerinin 5mm kadar önünden geçtiğinde esas yük geçişi vertebra cisminde olmakta fasetlerden yük geçişi olmamaktadır.⁷²

İntervertebral disk dokusunun hidrostatik basınca sahip olması özelliğinden dolayı basma kuvvetlerine dayanımı fazladır. Torsiyon ve eğilme momenti etkisinde ise bu dokuda ciddi hasarlar ortaya çıkmaktadır. Yaklaşık 15 derecelik aksiyal rotasyonla bile annulusta hasar ortaya çıkabilmektedir.

Spinal kolonun bütünlüğünü sağlayan ve elastik bölgeden sorumlu ana yapı ligamanlardır. Spinal kolonda eklemler nötral bölgeden sorumluyken ligamanlar sayesinde elastik bölge aralığı oluşmaktadır. Anterior longitudinal ligaman (ALL) bunlar içerisinde en sağlam yapıdır. Çekme yüklemesine servikal bölgede dayanımı 50 N iken lomber bölgede 600 N'dur. Spinal kolonun üst bölgelerinden aşağıya doğru inildikçe dayanımı artmaktadır. Posterior longitudinal ligaman (PLL) ise en sağlam olarak orta torasik bölgede bulunmaktadır. Bu bölgede PLL'nın çekme yüklemesine dayanımı 67-138 N arasında değişmektedir.¹ Ligamentum flavum ise içerdiği elastin nedeni ile çekme yüklerine dayanımı oldukça fazladır. Torasik bölgede bu dayanım 300 N'a kadar varmaktadır.

Faset eklemlerinin bütünlüğünü sağlayan kapsular ligaman ise en zayıf torasik bölgededir. Bu bölgedeki dayanım 150 ila 270 N arasında değişmektedir.⁷⁵

BÖLGESEL BİYOMEKANİK

Servikal Bölge

İn vitro kadavra test sonuçlarına göre servikal bölgede toplam fleksiyon $41.8 \pm 16.4^\circ$, ekstansiyon $51 \pm 20.8^\circ$, toplam aksiyal rotasyon $89.7 \pm 12.9^\circ$, toplam lateral bending $55.4 \pm 12.2^\circ$ olarak tespit edilmiştir⁷³. Adale gruplarının etkisi ile bu değerler şu şekilde değişmektedir. Fleksiyon/ekstansiyon 141.3° , lateral bending 91.4° ve aksiyal rotasyon 175° .⁷³

Bu bölgede fleksiyon-ekstansiyon hareketi en fazla atlantooksipital bölgede olmaktadır. Toplam hareket aralığı $27.4 \pm 7.1^\circ$. Bu hareket aralığında nötral bölge $17.2 \pm 5.9^\circ$ ile hareket aralığının %65'lik bölümünden sorumludur. Aksiyal rotasyon ise $56.7 \pm 4.8^\circ$ hareket aralığı ile en fazla C1-2 arasında olmaktadır. Her iki taraflı lateral bending hareketi $6.5 \pm 2.3^\circ$ ile üst servikal bölgede en az C1-2 aralığında olmaktadır. Alt servikal bölgedeki fleksiyon ve ekstansiyon hareketine bakıldığında en fazla hareket C5-6 bölgesinde ($5.5 \pm 2.6^\circ$ ve $4.8 \pm 1.9^\circ$) görülmektedir. Koronal plandaki servikal faset yapısından dolayı lateral bending ortalama 9.3° ile en fazla C2-5 segmentinde olmaktadır.

Servikal bölgede RAE üst servikal bölgede C2 densinin arkasında bulunurken, alt servikal bölgede vertebra cisminin arka tarafında disk mesafesinin yakınında lokalizedir⁷³.

Torakal Bölge

Torakal bölge spinal kolonun hareket kabiliyeti en az olan bölgesidir. Bu bölgede bulunan kostavertebral eklemlerden dolayı hareket yeteneği kısıtlanırken, basma yüklerine dayanımı kostavertebral eklem olmadığı duruma göre dört kat fazladır.⁷³ Kosta eklemleri sebebi ile ekstansiyon %70'lere varan oranlarda kısıtlanırken fleksiyon ve lateral bending'e etkisi fazla olmamaktadır. Bu bölgede faset eklemleri T1-9 arasında öne translasyonu engellerken, alt torakal bölgedeki fasetlerin oryantasyonu lomber bölgedeki gibi sagittal plana uyum sağladığından öne translasyon daha kolay olurken aksiyal rotasyon engellenmektedir. Fleksiyonu engelleyen en önemli yapı ise PLL'dir.

Torakal bölgede fleksiyon-ekstansiyon hareketi 65° ila 80° aralığında değişmektedir.⁷² Aksiyal rotasyon ise üst ve orta torakal bölgede her bir segmentte yaklaşık 10° kadar olmaktadır. Alt torakal bölgede ise en kısıtlı haldedir. Lateral bending hareketi üst ve orta torakal bölgede her bir segmentte yaklaşık 4° - 5° dir. Lateral bending hareketi sırasında özellikle T5-10 arasında olmak üzere aksiyal rotasyon şeklinde birleşik hareket olmaktadır. Üst, orta ve alt torakal bölgede fleksiyon-ekstansiyon 4° , 6° , 12° , aksiyal rotasyon 16° , 16° , 4° ve lateral bending 12° , 12° , 24° dir. Fleksiyon, ekstansiyon ve lateral bending hareketleri sırasında RAE'de belirgin bir farklılık yokken sağ ve sol aksiyal rotasyon hareketleri sırasında 3.7 ± 2.9 mm farklılık olmaktadır. Torakal bölgede stabilizasyonu sağlayan ligamanlar içerisinde en zayıf olanı PLL'dir. Bu ligamanın çekme yüklemesine dayanımı 106 N'dur⁷².

Lomber Bölge

Lomber bölgede birleşik hareket oldukça fazladır. Fleksiyon-ekstansiyon hareketi L1 seviyesinde 12° - 14° den L5'de 18° 'e kadar artmaktadır. Lateral bending biraz daha sabit kalmaktadır. Herbir segmentte yaklaşık 7° - 9° kadardır. Aksiyal rotasyon ise herbir segmentte 3° kadardır.

SPİNAL KOLONUN FİZYOLOJİK STABİLİZASYONU

Spinal kolon stabilizasyonunu sağlayan yapılar; kemik ve eklem yapıları, ligamanlar ve adalelerdir. Spinal cerrahi sırasında nöral dokunun dekompresyonu sağlanırken bu yapıların mümkün olduğunca korunması ve hasar görenlerin yerine ise uygun fiksasyon tekniklerinin seçilmesi gerekmektedir.

Kemik yapı stabilizasyonu sağlayan tek katı yapı olması ile önem taşımaktadır. Bu yapının kısmi veya total rezeksiyonu lokalizasyona göre stabilizasyonu etkileyebilir. Örneğin anterior servikal dekompresyon yalnızca orta hattaki kemik bütünlüğünü ortadan kaldırıp yeterli nöral dekompresyon sağlarken stabilizasyonu çok fazla etkilememektedir. Servikal anterior dekompresyonda unkovertebral eklemler özellikle ekstansiyon ve lateral bending hareketlerinde stabilizasyon sağladığından bu eklemlerin korunması önem taşımaktadır⁷³. Vertebra korpusunu 27 eşit küp şekline bölündüğü düşünülürse yapılacak kısmi rezeksiyon horizontal planda olduğunda stabilizasyon daha fazla etkilenecektir. (Şekil 8) Bu modele göre; ventrolateral veya ekstrakaviter yaklaşımlarda yapılan kemik rezeksiyon sonrasındaki stabilizasyon bozulması total korpektomiye göre daha az olmaktadır. Vertebral kolonun orta yapıları rezeksiyondan etkilendiğinden buraya konulacak strut greft RAE'ne yakın yerleşmiş olduğundan stabilizasyon daha kolay olacaktır.

Spinal kolona yapılacak posterior girişimler ile ön ve orta kolondaki mevcut deformitenin artması mümkündür. Kifotik bir spinal kolon varlığında laminektomi ile kifozun artması ve nörolojik defisit ortaya çıkması mümkün olabilir. Bu sebep ile laminoplasti tekniği uygulamak bu dezavantajı ortadan kaldırabilir.ⁱⁱ Faset eklemlerinin oryantasyonu stabilizasyonda önem taşımaktadır. Lomber bölgede sagittal oryantasyonda olmalarından dolayı öne translasyon deformitesine imkan vermeleri diğer bölgelere göre daha kolay olmaktadır.

Stabilizasyonda eklem yapılarından en önemlisi faset eklemleridir. Servikal bölgede tek taraflı fasetin 1/3 veya 1/2 rezeksiyonu deformite yaratmazken, lomber bölgede ise faset rezeksiyonu yavaşça gelişen bir deformite ortaya çıkarması mümkündür⁷⁴.

Ligamanlar içerisinde stabilizasyona en fazla katkıda bulunanı ALL'dir. RAE'e göre olan konumuna göre ALL ekstansiyon hareketi sırasında bir gerilme bandı görevi görmektedir. PLL ise ALL'den daha zayıf olmakla birlikte fleksiyon hareketi sırasında bir gerilme bandı oluşturmaktadır. Tüm ligamanların RAE'e olan uzaklıklarına göre hasar gördükleri durumda stabilizasyonu ne derecede etkileyebilecekleri cerrahi öncesi planlamada önem taşımaktadır. İnterspinöz ligaman RAE'e en uzak ligamandır ve bu uzaklıktan dolayı en uzun moment koluna sahiptir. Bu ligamanın hasarı fleksiyonda gerilme bandının eksikliğine sebep olacaktır.

FİKSASYON TEKNİKLERİ

Kullanılan fiksasyon şekli ne olursa olsun ortaya çıkacak eğilme veya kırılma şeklindeki komplikasyonlar o noktada oluşan maksimum gerilmeden kaynaklanmaktadır. Gerilme=(Moment/Mukavemet Momenti) veya ($\sigma=M/W$) olarak gösterilmektedir. Burada W olarak ifade edilen mukavemet momenti kullanılan fiksasyon materyelinin dayanımı ile ilgilidir. $W=\pi d^3/32$ formülü ile ifade edilmektedir. Bu formülde “d” çapı göstermektedir. Dolayısıyla mukavemet momenti kullanılan vida veya rodun çapının üçüncü dereceden kuvveti ile doğru orantılı olarak etkilenmektedir. Spinal fiksasyonda kullanılan *sabit moment kollu* vidaların çapları sabit-çaplı (*fixed*) veya konik-çaplı (*tapered*) olarak değişebilmektedir. Sabit-çaplı vidalarda maksimum gerilme noktası (=kırılmanın olduğu yer) vida plak birleşim yerinde olmaktadır. Halbuki konik-çaplı vidalarda maksimum gerilme noktası (=kırılmanın olduğu yer) vidanın ucu ile plak arasında bir yerde olmaktadır. Sabit-çaplı vidalarda mukavemet momenti vida boyunca sabit kalırken, konik-vidalarda mukavemet momenti eksponensiyel olarak artmaktadır. Mukavemet momentinin artması ile maksimum gerilme değeri daha düşük değerlerde olacağından bu vidalar sabit-çaplı vidalara göre dayanımı daha zayıf denilebilir. *Sabit olmayan moment kollu* vidalar yükü sabit moment kollu vidalara göre daha farklı taşımaktadırlar. Bu yük vida boyunca farklı büyüklükte ve yönde olacaktır. *Sabit olmayan moment kollu* vidalarda üç nokta eğilme momentine maruz kalacaklarından bu vidalarda maksimum eğilme momenti vida başına yakın olacaktır.

Sabit olmayan moment kollu vidalar kemik içerisinde hareket edebileceklerinden kendilerine gelen yükün etkisi ile kemik içerisinde süprünme (*toggle*) etkisinde kalabilirler. Bu sebep ile solid artrodez oluşturma şansları azalır.

Plakların dayanımında geometrilerine ve kesit kalınlıklarına bağlıdır. Özellikle deliklerin olduğu kısımlardaki kesit kalınlığındaki maksimum gerilme, delik olmayan noktaya göre daha düşük değerdedir.

Sabit moment kollu vidalar ile multisegment uzun bir fiksasyon yapıldığında alt tarafta kalan vidalar yükü yukarıda kalan vidalardan daha fazla taşımak zorunda kalırlar. Böylece uzun *sabit moment kollu* vidalarla yapılan fiksasyonun kırılma olasılığı daha yüksektir.

Kemik-implant bütünlüğü fiksasyon noktalarının artırılması ile sağlanabilir. *Sabit moment kollu* vidalar ile multisegment uzun bir fiksasyon yapıldığında fiksasyonun üst ve alt tarafındaki vidalar dışında ortada bir noktada yapılacak ek bir vida uygulaması ile özellikle kayma yüklerine karşı üç nokta fiksasyon özelliğinden dolayı dayanım artırılmış olunacaktır.

Pedikül vidalarının dışarıya çıkmaları (*pullout*), vidaların üçgen şeklinde uygulanması ile azalmaktadır. Vidaların yivleri arasında kalan kemik miktarı ile birlikte vidaların üçgen şeklinde yerleştirilmeleri dışarıya çıkmaya dayanımı arttırmaktadır.

Vidaların boyunun dışarıya çıkma dayanımına belirgin katkısı yoktur.

Vida uygulamalarında korteksin tap ile delinmesi vidanın dışarıya çıkma dayanımını artırırken, spongios kemik kısmının tap ile delinmesi vidanın dışarıya çıkma dayanımını azaltmaktadır. Spongios kemiğin drill ile geçilmesi ve sonrasında vidanın uygulanması vidanın dışarıya çıkma dayanımını arttırmaktadır.

FİKSASYON İMPLANTLARININ ELEMANLARI

Birden fazla segmentli implantlar

Kemiğe penetre olabilen implantlar (*Vida Fiksasyonu*)

Vidalar kemiğe penetre olan ve dışarıya çıkma (*pullout*) dirençleri olan fiksasyon materyelidir. Bir vidanın baş, gövde, yiv ve uç kısımları bulunmaktadır.

Vidanın baş kısmı kendi ekseninde kemik içerisine daha fazla girmesini engellemektedir.

Daha önceki bölümde fiksasyonların başarısızlığının maksimum gerilmeden kaynaklandığı belirtilmiş idi. Gerilme formülünde ($\sigma=M/W$) “*W*” ifadesi mukavemet momentini göstermektedir ($W=\pi d^3/32$). Bu formülde vidanın çapındaki 0.5 mm’lik artış ile vidanın dayanımının yaklaşık 2 kat arttırdığı hesaplanabilir. Yivlerin sıklığı ve yüksekliği vidanın dışarıya çıkmasını etkilemektedir. Yivler arasındaki mesafe ve yivlerin yüksekliği arttıkça kemiğe olan penetrasyon daha da artacağından vidanın dışarıya çıkma dayanımında bu oranda artacaktır. Yivlerin şekil değişikliği ile kemik penetrasyonu arttırılabileceği gibi kemik içerisine üçgen şeklinde uygulanmasında penetrasyonu arttırır.

Vida tipleri :

- 1) Kortikal,
- 2) Kendiliğinden girebilen kortikal,
- 3) Spongioz şekilde ayrılabilir.

Kortikal vidaların yiv yükseklikleri azdır. Kompresyon yapılamayacak kemikleri için uygulanır. Uygulamadan önce kemiğin tap ile yol açılması vidanın kemik içerisine uygulanırken mikro kırıklar yapmamasını sağlar. Kortikal vidaların uç kısımları tap yapabilme özelliğindedir. Bazı kortikal vidaların gövde kısımlarında tüm vida boyunca veya kendiliğinden girebilen kortikal vidaların sadece uç kısmında birkaç yive kadar uzanan oluk kısmı vidanın sıkılması sırasında veya tap uygulanması sırasında kemik içerisinde biriken kemik kırıntılarını dışarıya çıkmasını veya oluk içerisinde birikmesini sağlayarak daha sağlam bir vida uygulamasına olanak verir. Spongioz vidaların ise kompresyon altında ile uygulanması gerekir. Bu vidalardan önce tap uygulanması vida ile kemik bütünlüğünü azaltacaktır.

Kemiğe penetre olmayan implantlar (*Kanca ve Tel Fiksasyonu*)

Kancalar (*hook*) lamina, transvers çıkıntı veya pediküle uygulanabilirler. Vidalara göre daha fazla kortikal kemik yüzeyi ile teması bulunmaktadır. Özellikle osteoporotik durumlarda tercih edilebilirler. Kancaların pedikül kısmına uygulanmalarında pediküllerin derin yerleşimli yapılar olmaları dolayısıyla uygulama zorlukları veya yetersizlikleri olabilir. Bazı durumlarda pediküle tam oturtulamaması veya pedikülü kırması da mümkün. Bu durumlarda fiksasyonun yetersizliği gündeme gelir. Aynı şekilde kancalar fleksiyon ve ekstansiyona dayanımı sağlarken aksiyal rotasyona dayanımları düşüktür.

Tellerin yapıları tek veya birden çok tellerden oluşabilir. Uygulamada tellerin kortikal kemiği kesmesi mümkün olabilir. Bu sebep ile tellerin üst üste bükülmelerini ikiden fazla yapmanın bir anlamı yoktur.

Uzun elemanlar (Rod ve Plak)

Bu elemanlar diğerk fiksasyon implantaları ile birlikte kullanılırlar. Bu bağlantılar; klemp, kilitleme vidaları, çevresel kancalar ve harekte izin veren birleştiriciler şeklinde olabilir.

Gerek rijit gerekse yarı-rijit uzun rod fiksasyonlarında rodların birbirlerine bağlanması ile özellikle aksiyal rotasyona dayanım artırılmış olur. Transvers bağlayıcı olarak bilinen bu elemanlar fiksasyonun kranial kısmından 1/3 mesafe bırakılarak 1/3 mesafe aralıklar ile yerleştirilebilir.

Tek segmentli implantlar

Bu grup içerisinde intervertebral mesafeye konulan kemik greftler ve kafesler girmektedir. Bu implantlar aksiyal yükü taşıyarak intervertebral mesafe yüksekliğini korumaları amaçlıdır. Kemik greftlerin dayanımları az olduklarından bunların karbon veya titanyum gibi kafesler içerisinde yerleştirilerek dayanımlarının artırılması mümkündür.

Kafesler düz veya yuvarlak yüzeyde olabilirler. Vertebra endplate'lerine temas ederek translasyona izin vermezler. Aksiyal yük taşımaları mümkünken aksiyal rotasyon ve lateral bending hareketlerinde dayanımları kısıtlıdır. Posterior yaklaşım ile uygulanmalarında mutlaka ek bir fiksasyona ihtiyaç gösterirler. Tek başlarına unilateral veya posterolateral tek başlarına uygulanmaları ile stabilizasyonu sağlayamazlar.

FİKSASYON TEKNİKLERİNDE YENİLİKLER

Spinal kolonda yaşa bağlı olarak disk mesafesinin daralması, vertebra yüksekliğinin kaybı ve RAE'ninde deformasyon olması kaçınılmazdır. Uygulanan rijit fiksasyonlar spinal kolonun bu fizyolojik değişimlerine olanak vermezler ve daha fazla gerilmelere maruz kalırlar. Sonuç olarak fiksasyonda veya kemik-fiksasyon bütünlüğünde başarısızlık gelişebilmektedir.

Yarı-rijit sistemler ise fiksasyonda kullanılan implant elemanları arasında hareket olanak vermektedirler. Örneğin yarı-rijit servikal plaklarda (Örneğin; Caspar plak, dinamik kompresyon plakları) vida plaktaki deliklerin yapısından dolayı değişik doğrultularda uygulanabilir. Aynı şekilde vida bu delik içerisinde zaman içerisinde hareket ederek spinal kolonun çökmesine izin vererek vertebra içerisinde süpürme etkisine maruz kalarak kemik grefte gelen yükü arttırarak füzyonu kolaylaştırabilir. Bu arada vidanın vaktinden önce aşırı süpürme etkisi ile fiksasyonun başarısızlığa uğraması da mümkündür.

Son zamanlarda kontrollü dinamik sistemler gündeme gelmiştir. Bu sistemler aksiyal planda deformasyona imkan verirken deformasyonun istenilenden daha fazla olmamasını da sağlamaktadır (Örneğin; DOC ventral cervical stabilization system).

Tamamıyla dinamik olarak kabul edilen fiksasyon şekilleri ise bugün absorbe olabilen materyellerden yapılan sistemlerdir. Bu sistemler uygulama sırasında dinamik özellikleri yokken zaman içerisinde dinamik özellik kazanmaktadırlar. Bu özellikleri ile hem aksiyal hemde açısız deformasyona olanak sağlamaktadırlar. Füzyon gelişmesinden sonra ise tamamen absorbe olmaları ile fizyolojik füzyon sağlamaktadırlar.

3-SPİNAL ENSTRÜMANTASYONDA KULLANILAN MALZEMELER

Spinal fiksasyonda kullanılan implantların elementleri; alüminyum, titanyum, vanadyum, krom, nikel...vb. Bu elementler içerisinde titanyum alaşımı olmadan kullanılabilen tek elementtir. Bazı elemanlar (hidrojen, oksijen, karbon, nitrojen) titanyum içerisinde bulunmaktadır. Ancak bu elemanların titanyumdan ayrılması oldukça zordur ve elementin kendi içerisindeki stabilizasyonu için gerekli olduğundan bu elemanlar titanyum içerisinde bulunmaktadır. Titanyum 4 değişik derecede olabilir. Derece 1'de titanyum oldukça yoğundur. Derece 4 ise içerisinde az önce bahsedilen elemanları daha çok içermektedir. Derece 1'in çekme gerilmelerine dayanımı düşükken, Derece 2-4'ün çekme dayanımları çeliğin özelliklerine benzemektedir. Titanyumun dereceleri arasında elastik modül (gerilme/şekil değiştirme= stress/strain) açısından bir değişiklik bulunmamaktadır. Elastik modülü yüksek olan materyel daha serttir (*stiffness*). Örneğin çeliğin elastik modülü titanyumdan daha yüksektir.

Spinal fiksasyonda kullanılan alaşımlar genellikle, 316 paslanmaz çelik, Co-Cr-Mo, Ti-6Al, 4V, Ti-13 niobium- 13 zirkonyum'dur⁷⁶.

4-TİTANYUM VE TIPTA KULLANIMI :

Titanyum sembolü Ti olan 22 atom numaralı kimyasal elementtir. Hafif, güçlü, parlak, korozyona karşı dirençli grimsi bir geçiş metalidir. Titanyum demir, alüminyum, vanadyum, molibden gibi elementler ile alaşım yapabilir. Bu güçlü, hafif alaşımlar havacılık (jet motorları, füzeler ve uzay araçları) askeri, endüstriyel işlemler (kimyasallar ve petrokimyasallar, arıtma santralleri, kâğıt hamuru ve kâğıt) otomotiv, yiyecek, tıp (protezler, implantlar , dental endodontik malzemeler, dental implantlar), spor eşyaları, mücevher, cep telefonu, ve diğer uygulamalarda kullanılır⁷⁷. Titanyum 1791'de William Gregor tarafından İngiltere'de keşfedildi ve Martin Heinrich Klaproth tarafından Yunan mitolojisindeki Titan'a atfen bu şekilde isimlendirildi.

Element birkaç mineral depozitte bulunur. Bunlardan öncelikli olanlar yer kabuğunda ve litosferde genişçe dağılmış olan rutil ve ilmenittir. Titanyum neredeyse tüm canlı varlıklarda, kayalarda, sulara ve toprakta bulunur⁷⁷. Metal başlıca mineral cevherlerinden Kroll işlemi ve Hunter işlemi yöntemleri ile çıkarılır. En yaygın bileşiği olan titanyum dioksit beyaz pigment imalatında kullanılır⁷⁸. Diğer bileşiklerinden titanyum tetraklorid ($TiCl_4$) sis perdelerinde/havaya yazı yazımında kullanılır ve katalizör olarak kullanılır ve titanyum triklorid polipropilen imalatında katalizör olarak kullanılır⁷⁷.

Metal formun en yararlı özellikleri korozyona karşı dirençli olması ve bütün metaller içinde en yüksek dayanıklılık-ağırlık oranına sahip olmasıdır⁷⁹. Alaşımsız haliyle %45 daha hafif olmasına rağmen bazı çelikler kadar dayanıklıdır⁸¹. Elementin iki allotropik türü ⁸² ve ⁴⁶Ti'den ⁵⁰Ti'ye beş tane doğal izotopu bulunur. Bunlardan ⁴⁸Ti doğal olarak en bol bulunan izotoptur (73.8%)⁸⁰.

Tarih

Titanyum, 1791'de Cornwall, İngiltere'de amatör jeolog ve papaz olan William Gregor tarafından bir mineralde keşfedildi. O Manacan bölgesi yakınlarındaki akarsuda siyah kumlar buldu ve kumların mıknatısla etkilendiğine dikkat etti böylece ilmenitin içinde yeni bir elementin varolduğunu düşündü⁷⁸. Kumun analizi iki metal oksidin varolduğunu gösterdi, biri demir oksit (ki bu mıknatıstan etkilenmeyi açıklıyor) ve %45.25 oranında Gregor'ın tanımlayamadığı beyaz bir metal oksit.⁸¹ Gregor, tanımlayamadığı oksitin bilinen hiçbir elementin özelliklerine uymadığını farketti ve bulgularını Royal Geological Society of Cornwall'de ve Alman bilim dergisi *Crell's Annalen* 'de bildirdi⁷⁸.



Elementi isimlendiren Martin Heinrich Klaproth.

Aynı zaman zarfında Franz Joseph Muller de tanımlayamadığı benzer bir maddeyi üretti⁷⁸. Bunlardan bağımsız olarak Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth 1795'de Macaristan'da bir rutilde oksidi yeniden keşfetti⁸³. Klaproth oksidin yeni bir element içerdiğini buldu ve elemente *titanyum* ismini verdi⁸⁰. Gregor'ın daha önceki keşfini duyduğunda bir miktar *manaccanite* örneği elde etti ve bunun titanyum içerdiğini doğruladı.

Titanyumun cevherlerinden çıkarmak zahmetli ve pahalı bir süreç gerektirir. Titanyumu karbonun varlığında normal biçimde ısıtarak ayırmak mümkün değildir, çünkü bu işlemin sonucu titanyum karbittir.⁸⁰ Saf metalik titanyum (99.9%) ilk olarak Matthew A. Hunter tarafından 1910'da Hunter işleminde $TiCl_4$ ile sodyumun 700–800 °C'de ısıtılmasıyla hazırlandı⁸⁴.

Titanyum metali William Justin Kroll'un Kroll işleminde titanyum tetraklorid ile magnezyumu eritip metalin ticari anlamda kullanılabilir olduğunu kanıtladığı 1946'ya kadar laboratuvar dışında kullanılmadı. Daha verimli ve daha ucuz işlemler konusunda çalışmalar (örneğin; FFC Cambridge) devam etse de ticari üretim için halen Kroll işlemi kullanılmaktadır^{80,84}.



İyodür işlemleri ile üretilmiş bir titanyum kristal çubuk

1925'de Anton Eduard van Arkel ve Jan Hendrik de Boer iyodür veya kristal çubuk işlemini keşfettilerinde az miktarda çok yüksek saflıktaki titanyum elde edildi ⁸⁵.

1950'lerde ve 1960'larda Sovyetler Birliği titanyumun askeri ve denizaltı uygulamalarında kullanımının öncüsü oldu (Alfa sınıfı ve Mike Class)⁸⁶. Sovyetlerin bu uygulamaları Soğuk Savaş ile ilgili programlarının bir parçasıydı. 1950'lere girilirken titanyum, F100 Super Sabre ve Lockheed A-12 gibi uçaklarda kullanılmasıyla özellikle yüksek performanslı jetlerde olmak üzere askeri havacılıkta geniş bir şekilde kullanılmaya başlandı.

ABD'de Savunma Bakanlığı metalin stratejik öneminin farkına vardığında⁸⁷ ilk ticarileştirme çabalarını destekledi⁸⁸. Soğuk Savaş dönemi boyunca ABD hükümeti titanyumu Stratejik Materyal olarak düşündü ve büyük bir titanyum süngeri stoğunu Defense National Stockpile Center'da sakladı. Bu stok nihayet 2005'te tüketildi⁸⁹. Bugün dünyanın en büyük titanyum üreticisi dünya pazar payının %29'unu elinde bulunduran Rusya kökenli VSMPO-Avisma'dır⁹⁰.

	Bin ton	Toplamdaki %

Üretici		
Avustralya	1291.0	30.6
Güney Afrika	850.0	20.1
Kanada	767.0	18.2
Norveç	382.9	9.1
Ukrayna	357.0	8.5
<i>Diğer ülkeler</i>	<i>573.1</i>	<i>13.6</i>
Toplam	4221.0	100.1

Titanyum doğada her zaman diğer elementler ile bağlı bir şekilde bulunur. Yer kabuğunda dokuzuncu en bol bulunan elementtir (kütle ile % 0.63) {Barksdale, 1968 #20} ve yedinci en bol bulunan metaldir. Titanyum volkanik kayalarda, tortul tabakalarda bulunur ve bunlardan çıkarılır^{77,84}. United States Geological Survey tarafından analiz edilen 801 çeşit volkanik kayadan 784 tanesinde titanyum tespit edilmiştir⁸¹ Topraklarda bulunma oranı yaklaşık olarak % 0.5, 1.5 arasındadır⁸¹.

Titanyum öncelikli olarak anataz, brukit, ilmenit, perovskit, rutil, titanit (sfene) minerallerinde ve birçok demir cevherinde geniş ölçüde yayılmıştır. Bu minerallerden, titanyumu yüksek konsantrasyonda bulmak zor olsa da sadece rutil ve ilmenit ekonomik öneme sahiptir⁷⁸. Titanyum içeren önemli ilmenit birikimleri batı Avustralya, Kanada, Çin, Yeni Zelanda, Norveç, Hindistan ve Ukrayna'da bulunur. Büyük miktarlarda rutil Kuzey Amerika ve Güney Amerika'da çıkarılır ve buralardan çıkarılan maden toplam yıllık üretime metalden 90,000 ton ve titanyum dioksitten 4.3 milyon ton katkıda bulunur. Titanyumun bilinen toplam rezervi yaklaşık olarak 600 milyon tondur⁸⁰.

Titanyum meteorlarda da bulunur ayrıca güneş ve M tipi yıldızlarda (3,200 °C (5,792 °F) yüzey sıcaklığı ile en soğuk yıldız tipidir) bulunduğu tespit edildi^{80,84}. Apollo 17 görevi kapsamında aydan dünyaya getirilen kayalarda 12.1% oranında TiO₂ tespit edildi⁸⁴. Titanyum ayrıca kömür küllerinde, bitkilerde ve hatta insan vücudunda da bulunur.

Üretim



Titanium (Mineral)

Titanyum metalinin işlenmesi dört büyük aşamadan oluşur⁷⁹: titanyum cevherinin gözenekli bir form olan süngere redüksiyonu; süngerin veya sünger ve bir sertleştirme alaşımının bir külçe oluşturmak için eritilmesi; külçenin ham metal kütük, çubuk, levha, şerit ve boru gibi genel fabrika ürünlerine dönüştürüldüğü birinci fabrikasyon; ve fabrika ürünlerinden elde edilen son mamullerin ikinci fabrikasyonu.

Metal yüksek sıcaklıklarda oksijen ile reaksiyon verdiği için kendi dioksidinin redüksiyonu ile üretilmez. Bu yüzden titanyum metali ticari olarak, karmaşık ve pahalı bir yığın işleme metodu olan Kroll süreci ile üretilir. (Titanyumun görece olarak yüksek piyasa değeri esas olarak metalin bir diğer pahalı metal olan magnezyumun feda edildiği işlem süreciyle bağlantılıdır⁸¹.) Kroll sürecinde ilk olarak oksit klorlama yöntemi ile klorüre dönüştürülür. Bu sayede klor gazı, karbonun varlığında $TiCl_4$ oluşması için akkor rutil veya ilmenite geçiş yapar.

En son geliştirilen bir metod olan FFC Cambridge işlemi⁹¹ Kroll işleminin yerini alabilir. Bu metod toz ya da sünger olan son ürünün yapımında hammadde olarak rutilin arıtılmış formu olan titanyum dioksit tozunu kullanır.

AMAÇLAR :

Yapmış olduğumuz çalışmada dış merkezde opere edilerek çeşitli yakınmalarla kliniğimize başvurmuş ve reopere edilerek pedikül vidaları çıkartılan hastalardan 12'si randomize olarak seçilerek pedikül vidalarının pediküle giren kısımlarının madde analizi yapılarak yerli ve yabancı birçok farklı kaynaktan elde edilmiş olan vidaların alaşımları arasında farklılık ortaya konarak özellikle kırılma nedeniyle çıkartılan vidaların alaşımının sağlam vidaların alaşımıyla farklılık gösterip göstermediği üzerinde duruldu. Çalışmanın amacı spinal enstrümantasyonun başarısız olduğu vakalarda pedikül vidalarının alaşımının bu yetersizlikte herhangi bir fonksiyonunun olup olmadığını belirlemektir.

GEREÇLER VE YÖNTEM :

Kliniğimizde reopere edilerek pedikül vidaları çıkartılan olguların 12'si randomize olarak seçilerek çıkartılan pedikül vidaları İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Malzeme Mühendisliği Bilim Dalı Malzeme Araştırma laboratuvarında Scanning Electron Microscope, Philips XL 30S FEG taramalı elektron mikroskobu kullanılarak yapıldı.

Alaşım analizi 12 pedikül vidasının pediküle giren kısımlarından alınan örneklerin Titanyum, Azot ve Aliminium oranlarının Atomik yüzde ve Ağırlık yüzdesi hesaplanarak yapıldı. İstatistiksel Analiz Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney testleri kullanılarak yapıldı.

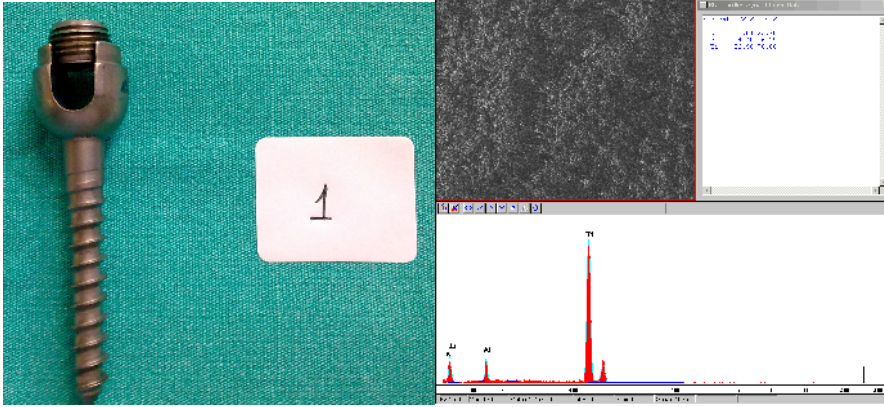


SONUÇLAR :

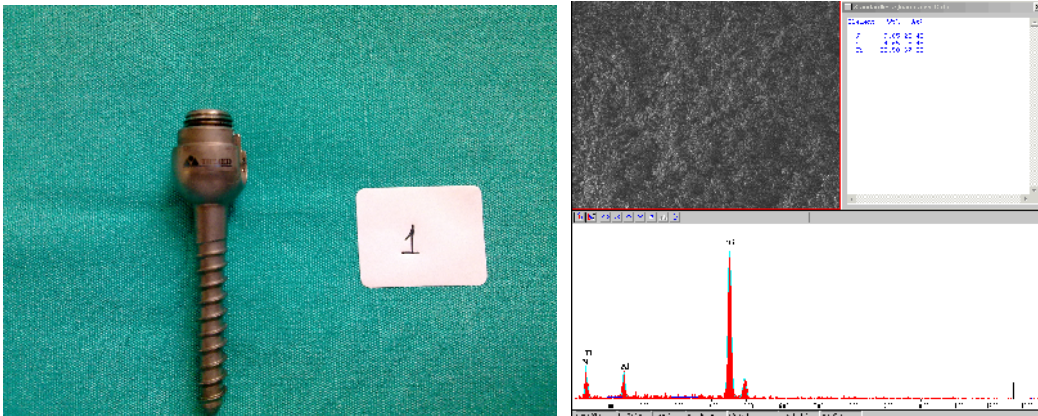
Kliniğimizde reopere edilerek edilerek pedikül vidaları çıkartılan olgulardan 12'si randomize olarak seçilerek çıkartılan pedikül vidaları İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Makine Mühendisliği malzeme laboratuvarında incelemeye alınarak alaşım analizi yapıldı. İnceleme sonucunda 12 adet pedikül vidasının pediküle giren kısmından alınan iki örneğin titanyum, azot ve alüminyum oranları elde edildi.

VİDA 1:

Yapılan inceleme sonucunda 1. vidaya ait alınan 1. örnekte saptanan titanyum kütleli ağırlık oranı %86.98, alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.40, azot kütleli ağırlık oranı %8.61 ; titanyum atomik ağırlık oranı %70.00, alüminyum atomik ağırlık oranı %6.29, azot atomik ağırlık oranı %23.70 ;



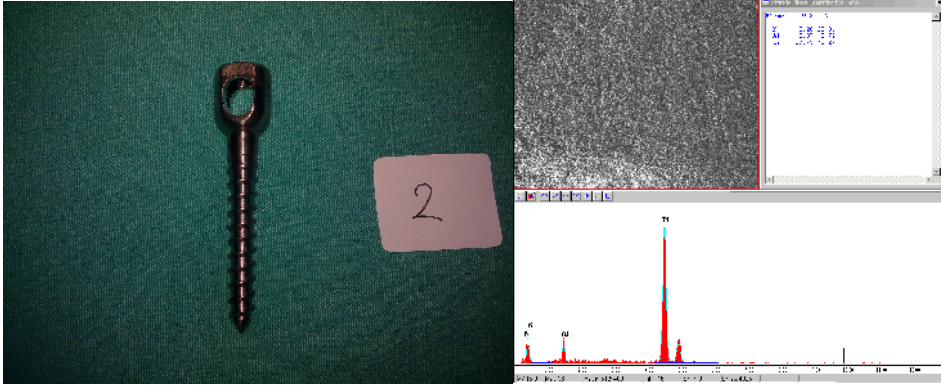
1.vidaya ait alınan 2. örnekte saptanan titanyum kütleli ağırlık oranı %85.50, alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.65, azot kütleli ağırlık oranı %9.85 ; titanyum atomik ağırlık oranı %67.09, alüminyum atomik ağırlık oranı %6.48, azot atomik ağırlık oranı %26.43 ;



VİDA 2

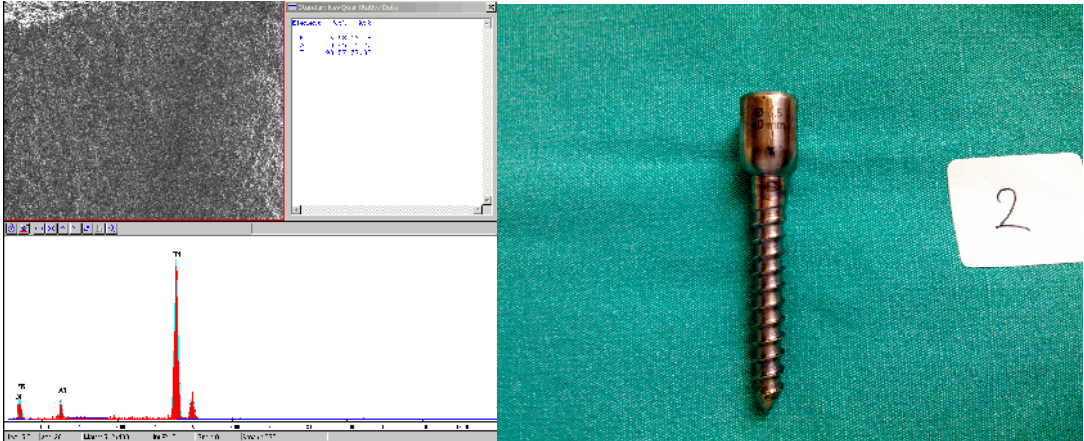
2. vidaya ait alınan 1. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %87.75,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %3.97,
azot kütleli ağırlık oranı %8.28 ;

titanyum atomik ağırlık oranı %71.27,
alüminyum atomik ağırlık oranı %5.72,
azot atomik ağırlık oranı %23.01 ;



2. vidaya ait alınan 2. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %90.57,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %3.45,
azot kütleli ağırlık oranı %5.98 ;

titanyum atomik ağırlık oranı %77.32,
alüminyum atomik ağırlık oranı %5.22,
azot atomik ağırlık oranı %17.45 ;

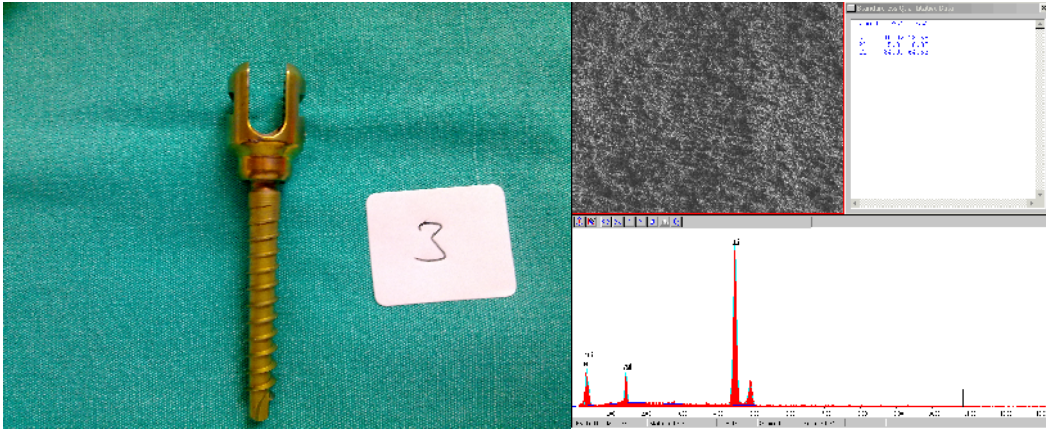


VİDA 3

3. vidaya ait alınan 1. örnekte saptanan

titanyum kütleli ağırlık oranı %84.07,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %5.01,
azot kütleli ağırlık oranı %10.92

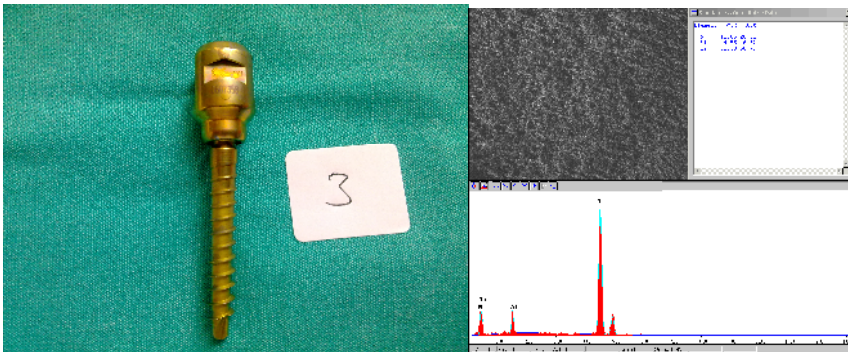
titanyum atomik ağırlık oranı %64.53,
alüminyum atomik ağırlık oranı %6.83,
azot atomik ağırlık oranı %28.65 ;



3. vidaya ait alınan 2. örnekte saptanan

titanyum kütleli ağırlık oranı %85.38,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.45,
azot kütleli ağırlık oranı %10.06

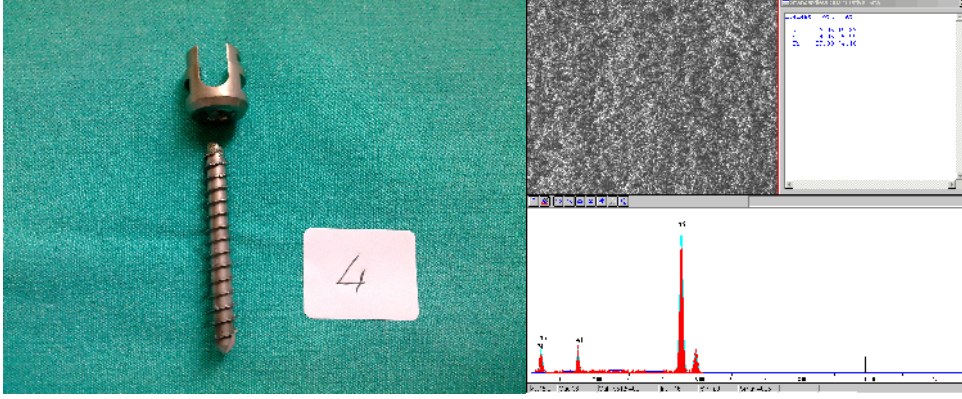
titanyum atomik ağırlık oranı %66.77,
alüminyum atomik ağırlık oranı %6.32,
azot atomik ağırlık oranı %26.91 ;



VİDA 4

4. vidaya ait alınan 1. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %89.00,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.05,
azot kütleli ağırlık oranı %6.96

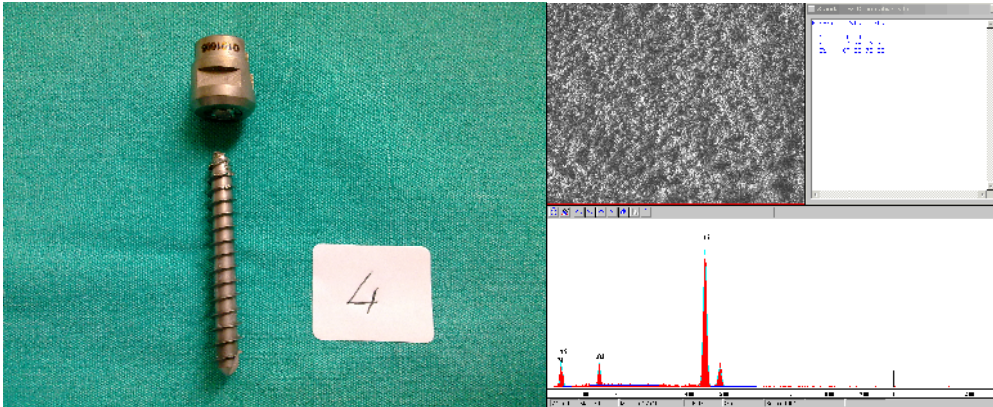
titanyum atomik ağırlık oranı %74.18,
alüminyum atomik ağırlık oranı %5.99,
azot atomik ağırlık oranı %19.83 ;



4. vidaya ait alınan 2. örnekte saptanan

titanyum kütleli ağırlık oranı %87.38,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.38,
azot kütleli ağırlık oranı %8.24

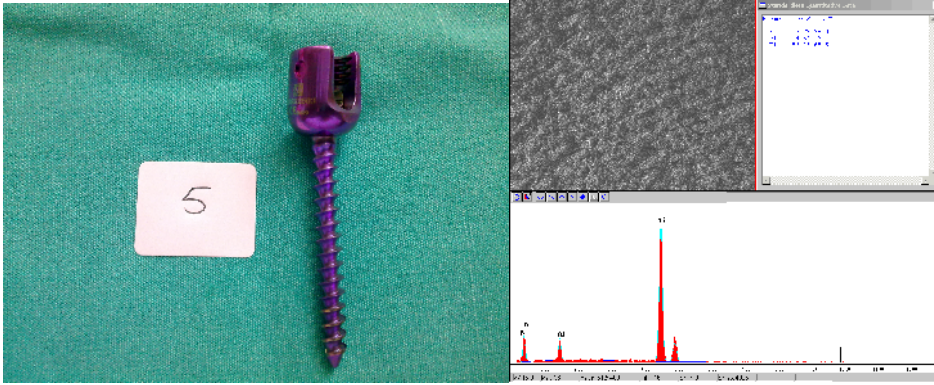
titanyum atomik ağırlık oranı %70.85,
alüminyum atomik ağırlık oranı %6.30,
azot atomik ağırlık oranı %22.85 ;



VİDA 5

5. vidaya ait alınan 1. örnekte saptanan

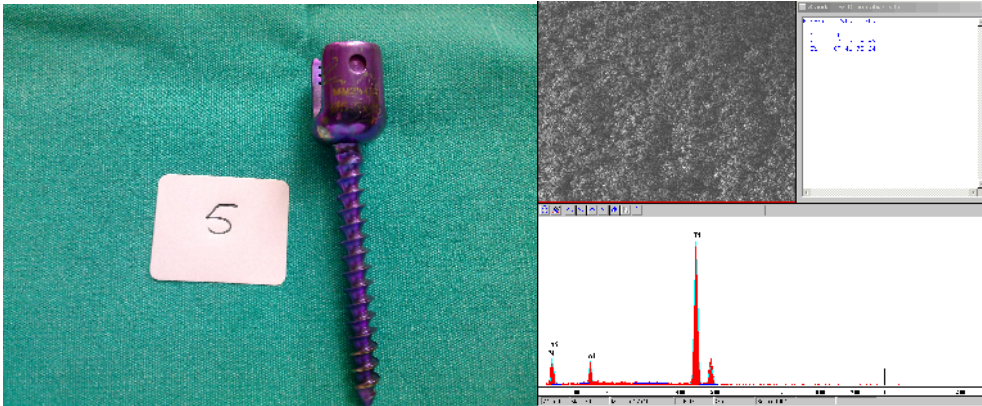
titanyum kütleli ağırlık oranı %86.23,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.54,
azot kütleli ağırlık oranı %9.23
titanyum atomik ağırlık oranı %68.51,
alüminyum atomik ağırlık oranı %6.40,
azot atomik ağırlık oranı %25.09;



5 vidaya ait alınan 2. örnekte saptanan

titanyum kütleli ağırlık oranı %87.41,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.09,
azot kütleli ağırlık oranı %8.50

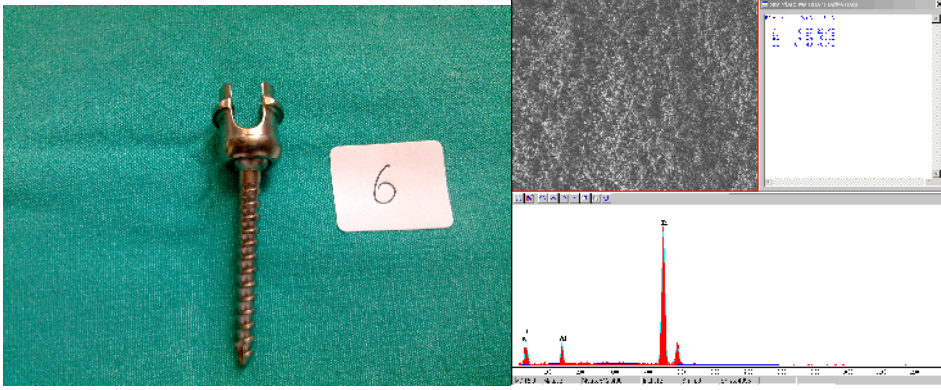
titanyum atomik ağırlık oranı %70.64,
alüminyum atomik ağırlık oranı %5.86,
azot atomik ağırlık oranı %23.50;



VİDA 6

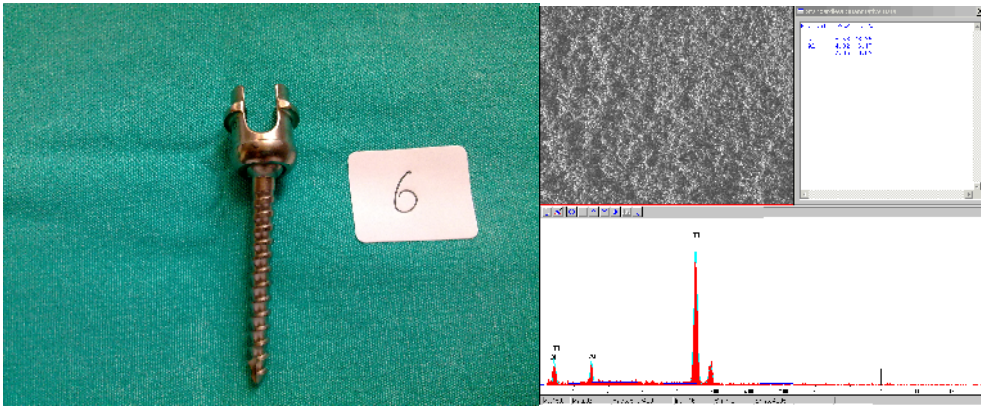
6. vidaya ait alınan 1. örnekte saptanan

titanyum kütleli ağırlık oranı %87.49,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.24,
azot kütleli ağırlık oranı %8.27
titanyum atomik ağırlık oranı %70.95,
alüminyum atomik ağırlık oranı %6.10,
azot atomik ağırlık oranı %22.95;



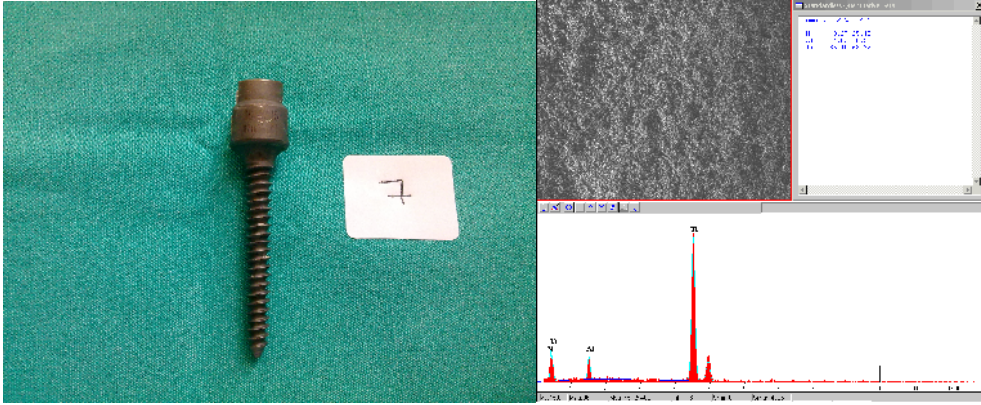
6 vidaya ait alınan 2. örnekte saptanan

titanyum kütleli ağırlık oranı %87.06,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.32,
azot kütleli ağırlık oranı %8.63
titanyum atomik ağırlık oranı %70.09,
alüminyum atomik ağırlık oranı %6.17,
azot atomik ağırlık oranı %23.75;

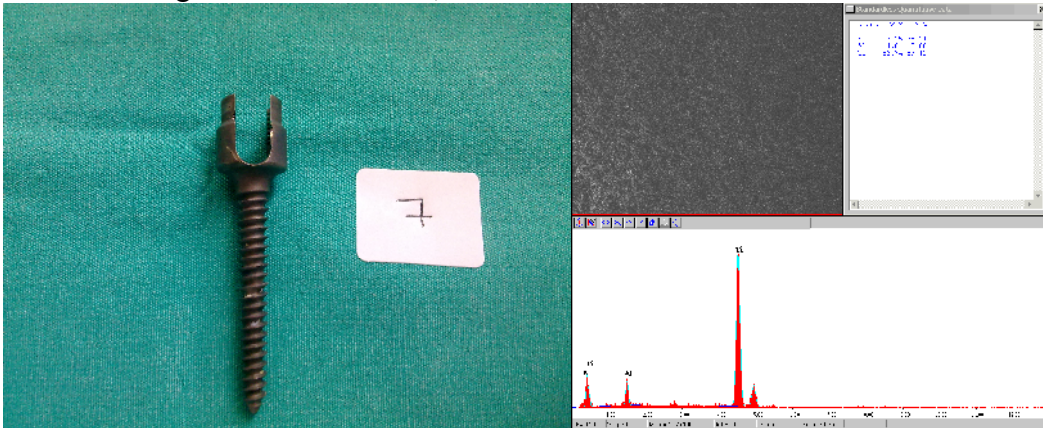


VİDA 7

7. vidaya ait alınan 1. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %86.10,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.63,
azot kütleli ağırlık oranı %9.27
titanyum atomik ağırlık oranı %68.32,
alüminyum atomik ağırlık oranı %6.53,
azot atomik ağırlık oranı %25.15;

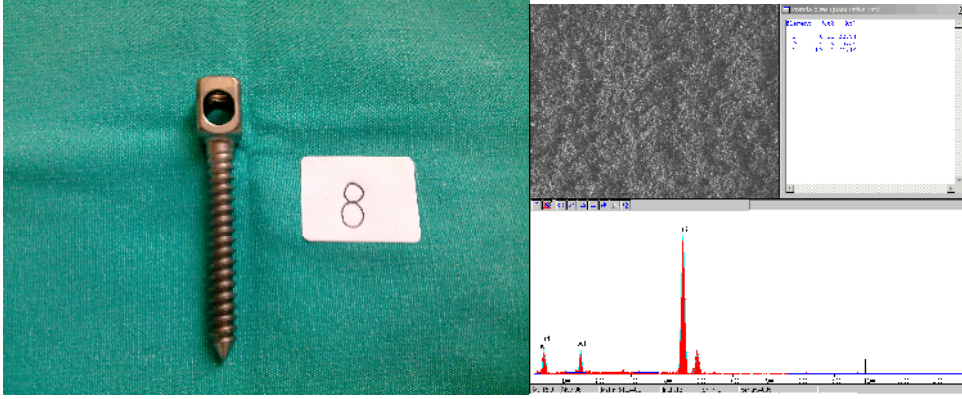


- 7.vidaya ait alınan 2. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %86.74,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.01,
azot kütleli ağırlık oranı %9.25
titanyum atomik ağırlık oranı %69.12,
alüminyum atomik ağırlık oranı %5.68,
azot atomik ağırlık oranı %25.21;

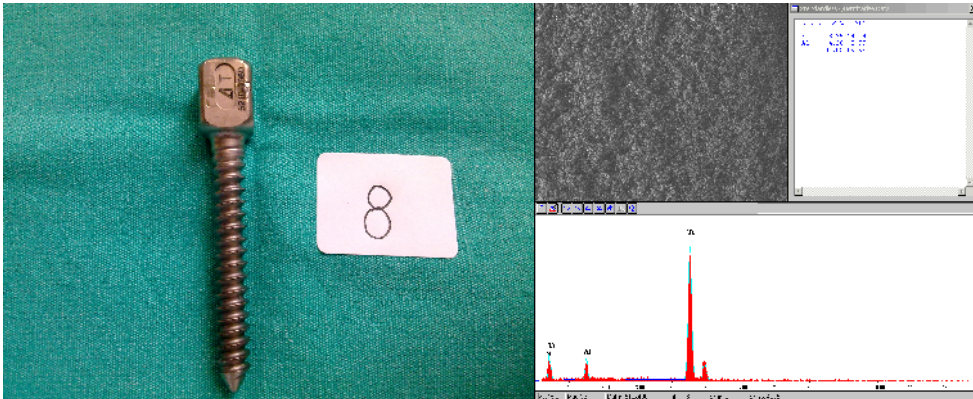


VİDA 8

8. vidaya ait alınan 1. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %87.51,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.39,
azot kütleli ağırlık oranı %8.10
titanyum atomik ağırlık oranı %71.14,
alüminyum atomik ağırlık oranı %6.34,
azot atomik ağırlık oranı %22.51;

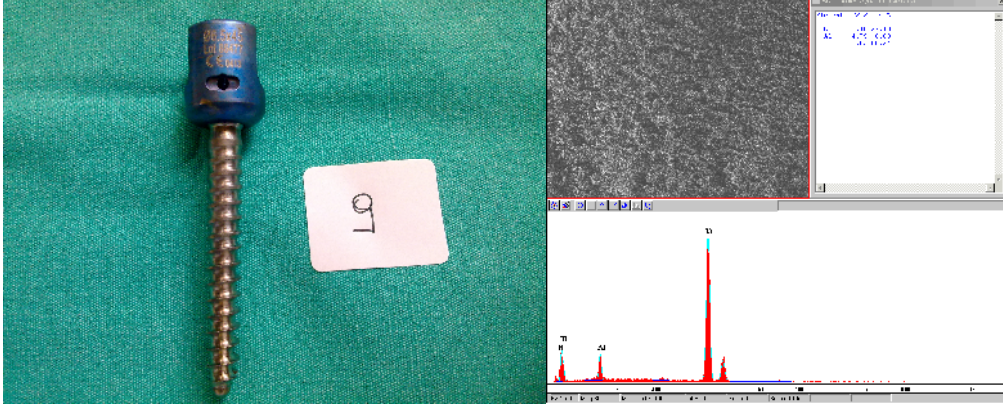


- 8.vidaya ait alınan 2. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %87.05,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.20,
azot kütleli ağırlık oranı %8.75
- titanyum atomik ağırlık oranı %69.96,
alüminyum atomik ağırlık oranı %5.99,
azot atomik ağırlık oranı %24.04;



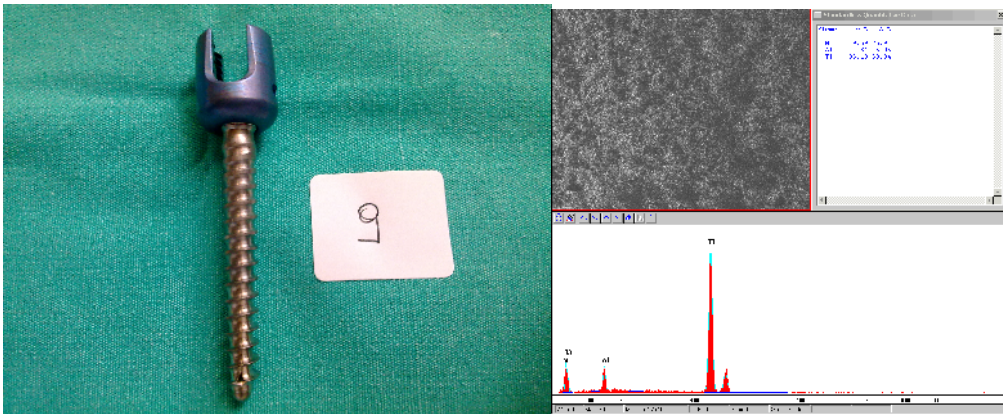
VİDA 9

9. vidaya ait alınan 1. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %85.03,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.79,
azot kütleli ağırlık oranı %10.18
titanyum atomik ağırlık oranı %66.24,
alüminyum atomik ağırlık oranı %6.63,
azot atomik ağırlık oranı %27.13;



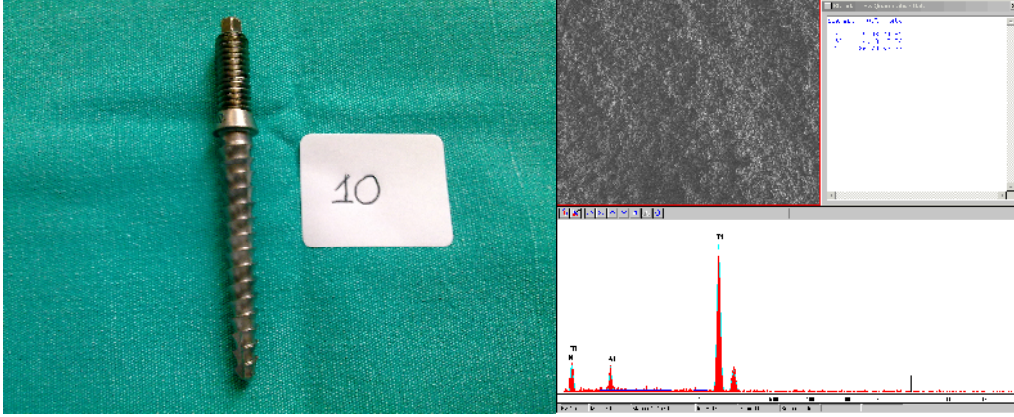
- 9.vidaya ait alınan 2. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %86.10,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.31,
azot kütleli ağırlık oranı %9.59

titanyum atomik ağırlık oranı %68.04,
alüminyum atomik ağırlık oranı %6.05,
azot atomik ağırlık oranı %25.91;

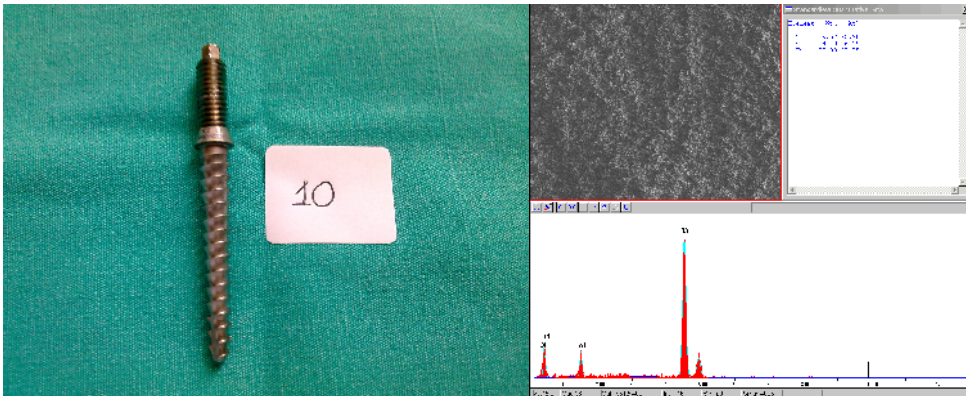


VİDA 10

10. vidaya ait alınan 1. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %86.79,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.13,
azot kütleli ağırlık oranı %9.08
titanyum atomik ağırlık oranı %69.33,
alüminyum atomik ağırlık oranı %5.86,
azot atomik ağırlık oranı %24.81;

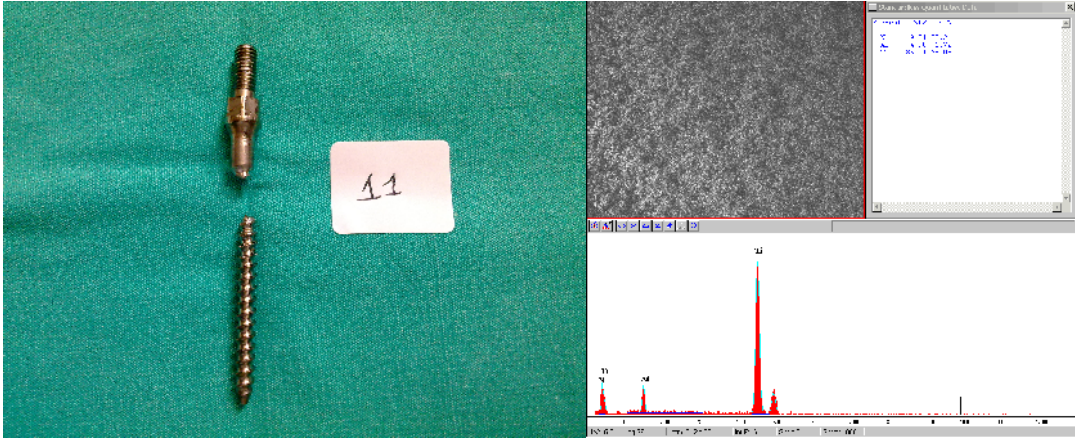


- 10.vidaya ait alınan 2. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %85.88,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.49,
azot kütleli ağırlık oranı %9.62
titanyum atomik ağırlık oranı %67.75,
alüminyum atomik ağırlık oranı %6.29,
azot atomik ağırlık oranı %25.96;

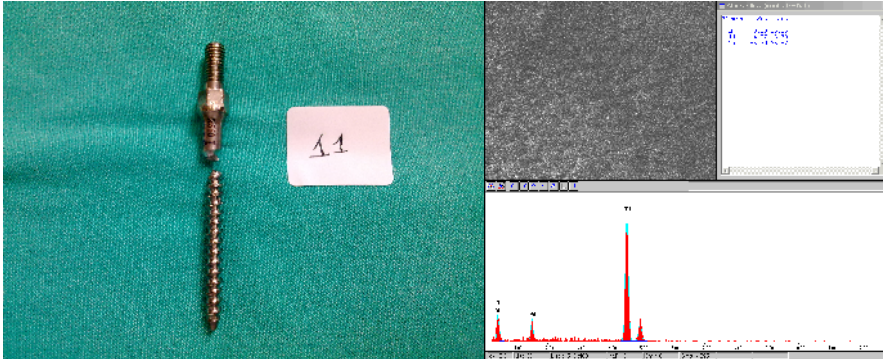


VİDA 11

11. vidaya ait alınan 1. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %85.91,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.78,
azot kütleli ağırlık oranı %9.31
titanyum atomik ağırlık oranı %60.06,
alüminyum atomik ağırlık oranı %, 6.72
azot atomik ağırlık oranı %25.21;

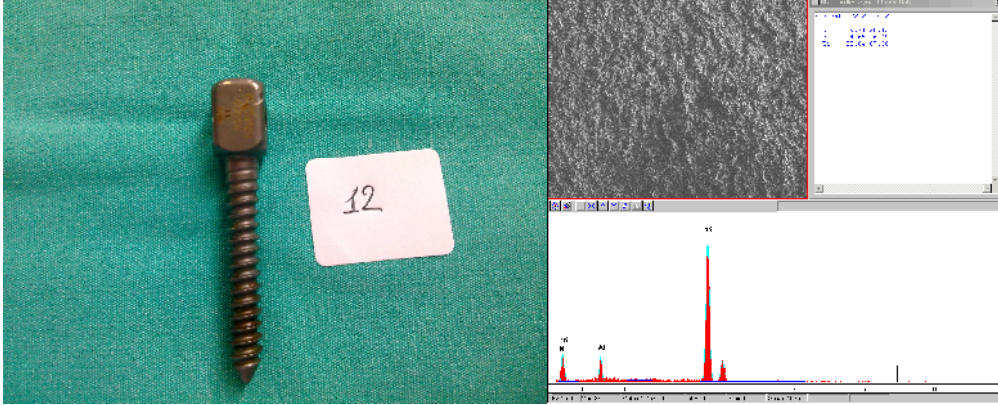


- 11.vidaya ait alınan 2. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %85.30,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.87,
azot kütleli ağırlık oranı % 9.83
titanyum atomik ağırlık oranı %66.87,
alüminyum atomik ağırlık oranı %6.78,
azot atomik ağırlık oranı %26.36;

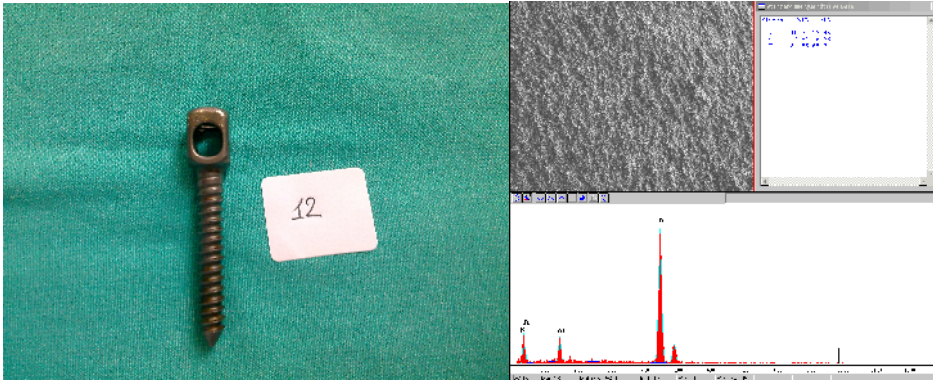


VİDA 12

12. vidaya ait alınan 1. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %85.64,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.65,
azot kütleli ağırlık oranı %9.71
titanyum atomik ağırlık oranı %67.38,
alüminyum atomik ağırlık oranı %6.49,
azot atomik ağırlık oranı %26.13;



- 12.vidaya ait alınan 2. örnekte saptanan
titanyum kütleli ağırlık oranı %84.85,
alüminyum kütleli ağırlık oranı %4.81,
azot kütleli ağırlık oranı % 10.34
titanyum atomik ağırlık oranı %65.91,
alüminyum atomik ağırlık oranı %6.63,
azot atomik ağırlık oranı %27.46;



İSTATİSTİKSEL ANALİZ :

İstatistiksel analizde Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney testleri kullanılarak vida alaşımları arasında anlamlı farklılık olup olmadığı ortaya kondu.

Kruskal-Wallis Test		Hiçbir değer için gruplar arasında anlamlı fark yoktur (p=0.44 >0.05)				
Test Statistics(a,b)						
	Tit_Wt	Al_Wt	Azot_Wt	Tit_At	Al_At	Azot_At
Chi-Square	11	11	11	11	11	11
Df	11	11	11	11	11	11
Asymp. Sig.	0,44	0,44	0,44	0,44	0,44	0,44
A	Kruskal Wallis Test					
B	Grouping Variable: Vidalar					

Mann-Whitney Test		Hiçbir değer için Vida1 ile Vida4 arasında anlamlı fark yoktur (p=0.32 >0.05)				
Test Statistics(b)						
	Tit_Wt	Al_Wt	Azot_Wt	Tit_At	Al_At	Azot_At
Mann-Whitney U	0	0	0	0	0	0
Wilcoxon W	1	1	1	1	1	1
Z	-1	-1	-1	-1	-1	-1
Asymp. Sig. (2-tailed)	0,317311	0,317311	0,317311	0,317311	0,317311	0,317311
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	1	1	1	1	1	1
A	Not corrected for ties.					
B	Grouping Variable: Vidalar					

Mann-Whitney Test		Hiçbir değer için Vida4 ile Vida5 arasında anlamlı fark yoktur (p=0.32 >0.05)				
Test Statistics(b)						
	Tit_Wt	Al_Wt	Azot_Wt	Tit_At	Al_At	Azot_At
Mann-Whitney U	0	0	0	0	0	0
Wilcoxon W	1	1	1	1	1	1
Z	-1	-1	-1	-1	-1	-1
Asymp. Sig. (2-tailed)	0,317311	0,317311	0,317311	0,317311	0,317311	0,317311
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	1	1	1	1	1	1
A	Not corrected for ties.					
B	Grouping Variable: Vidalar					

Mann-Whitney Test		Hiçbir değer için Vida4 ile Vida11 arasında anlamlı fark yoktur (p=0.32 >0.05)				
Test Statistics(b)						
	Tit_Wt	Al_Wt	Azot_Wt	Tit_At	Al_At	Azot_At
Mann-Whitney U	0	0	0	0	0	0
Wilcoxon W	1	1	1	1	1	1
Z	-1	-1	-1	-1	-1	-1
Asymp. Sig. (2-tailed)	0,317311	0,317311	0,317311	0,317311	0,317311	0,317311
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	1	1	1	1	1	1
A	Not corrected for ties.					
B	Grouping Variable: Vidalar					

Test sonucunda kırık olan ve olmayan vidalar arasında alaşımda titanyum oranı açısından anlamlı farklılık bulunmadı

TARTIŞMA :

20 yy'ın başlarında ilk deneysel uygulamaları yapılan spinal enstrümanlı füzyon teknikleri dünyada ve türkiyede zaman içerisinde teknolojiye paralel gelişmeler göstererek önemli aşamalar kaydetmiştir. İlk zamanlardan beri uygulamacıların zihnini kurcalayan ve halen de zaman zaman gündeme gelen ideal enstrüman seçimi konusunda halen net bir fikir birliği olmamakla beraber günümüzde enstrümanlı spinal füzyonda en sık kullanılan malzeme titanyumdur.

1791 yılında tesadüfi keşfinden sonra titanyum William Justin Kroll'un Kroll işleminde titanyum tetraklorid ile magnezyumu eritip metalin ticari anlamda kullanılabilir olduğunu kanıtladığı 1946'ya kadar laboratuvar dışında kullanılmadı. Bu tarihten itibaren öncelikle denizaltı izolasyonu ve havacılık olmak üzere sanayide kullanıma girdi ve 1970'li yılların başında deneysel olarak diz ve kalça protezlerinde kullanımıyla tıpta da kullanılmaya başlandı. Titanyumun en önemli kimyasal özelliği korozyona karşı gösterdiği müthiş direncidir. Neredeyse platin kadar dirençli olan element asitler, klor gazı ve yaygın tuz çözeltilerinin maruziyetine karşı koyabilecek yeterliliktedir. Saf titanyum su içerisinde çözünmez ancak yoğun asit içinde çözünebilir. Yüksek hız, titreşim ve yüksek ısının söz konusu olduğu araç kısımlarında, motor türbin kanatlarında ve benzeri aşırı yüklenen diğer araç bölümlerinde çok kullanılır. Kimyasal dayanıklılığı ise aşındırıcı kimyasal madde üreten fabrikalarda kullanılmasının nedenidir.

Titanyum oksit şu anda bilinen en beyaz boya maddesidir. Titanyum beyazı adı altında boya endüstrisinde geniş çapta kullanılır. Bunun dışında; kozmetik endüstrisi, linolyum (muşamba), yapay ipek, beyaz mürekkep, renkli cam, seramik sırası, deri ve kumaş boyanması, kaynak elektrotları yapımı ve kağıt endüstrisi gibi pekçok alanda da kullanılabilir. Bu kadar çok kullanım alanları olmasına karşın; üretilen tüm titan oksidin % 60'ı boya endüstrisi tarafından tüketilir. Diğer bileşiklerinden titanklorit, kumaşların rengini ağartmada; tetraklorit yapay sis eldesinde; titanyum karpit aşındırıcı olarak kullanılır. (<http://www.mta.gov.tr/v1.0/index.php>),

Metal formun en yararlı özellikleri korozyona karşı dirençli olması ve bütün metaller içinde en yüksek dayanıklılık-ağırlık oranına sahip olmasıdır. Alaşımız haliyle %45 daha hafif olmasına rağmen bazı çelikler kadar dayanıklıdır. Titanyum demir, alüminyum, vanadyum, molibden gibi elementler ile alaşım yapabilir. Bu güçlü, hafif alaşımlar havacılık (jet motorları, füzeler ve uzay araçları) askeri, endüstriyel işlemler (kimyasallar ve petrokimyasallar, arıtma santralleri, kâğıt hamuru ve kâğıt) otomotiv, yiyecek, tıp (protezler, implantlar , dental endodontik malzemeler, dental implantlar), spor eşyaları, mücevher, cep telefonu, ve diğer uygulamalarda kullanılır.

İmplant kullanımında titanyumu çekici kılan özellikleri biyouyumluluğu, alaşımlarının biyomekanik uygunluğu, korozyon direncinin yüksek oluşu, enjekte edilen diğer maddelerle reaksiyona girme olasılığının minimum oluşu, manyetik olmadığından Manyetik Rezonans görüntüleme imkanı vermesi, yoğunluğu düşük olduğundan hafif oluşu ve hipoallerjenik özellikleridir. Christensen ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada vida- kemik birleşme noktasında titanyumun paslanmaz çeliğe oranla çok daha kuvvetli bağlandığı ortaya konmuştur. {Lumbar spinal fusion. Outcome in relation to surgical methods, 2004 #43} Sun ve arkadaşlarının yapmış olduğu in vivo çalışmada yine paslanmaz çelik ve titanyum implantların kemik penetrasyonunun dayanıklılığı bir hayvan deneyinde karşılaştırılmış ve torsiyon ve pull out testleri sonucunda titanyumun paslanmaz çeliğe belirgin olarak üstün olduğu gösterilmiştir .De la riva ve arkadaşlarının yapmış olduğu retrospektif bir çalışmada

1996 ile 2000 yılları arasında titanyumla enstrümanlı spinal füzyon uygulanan 74 hastanın 16'sının çeşitli sebeplerle reopere edildiği ve bu hastaların sadece birinin reoperasyon sebebinin pedikül vidasının kırılması olduğu ifade edilmiştir.

Yapmış olduğumuz çalışmada dış merkezde opere edilip, çeşitli sebeplerle kliniğimizde reopere edilerek pedikül vidaları çıkartılan 12 hasta randomize olarak seçildi ve vidaların pediküle giren kısımlarının madde analizi yapıldı. Çalışmanın amacı yerli ve yabancı farklı firmaların üretiminde alaşım farklılıklarının pedikül vidalarının dayanıklılığı üzerinde herhangi bir etkisinin olup olmadığını ortaya koymaktır. Çalışmaya aldığımız 12 hastanın 2'sinde reoperasyon sebebi pedikül vidalarının kırık oluşuydu.

Özellikle bu hastaların üzerinde durmuş olmamızın sebebi bu hastalardaki kırılmanın sebebinin vidaların alaşımındaki bir farklılıktan kaynaklanıp kaynaklanmadığını anlamaktır çünkü her bir vidanın alaşım analizi göz önüne alındığında birbirinden farklı alaşım oranlarıyla karşılaştık.

Yapmış olduğumuz istatistiksel analiz sonucunda üzerinde çalıştığımız örneklerde vida alaşım oranlarının dayanıklılık üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığını gözlemledik. Bu veriden yola çıkarak, vida boyutu ve hasta ve endikasyonla ilgili faktörler daha ön plana çıkmaktadır. Enstrümanlı spinal füzyon kararı vermeden önce doğru hasta seçimi, doğru endikasyon ve özellikle postoperatif dönemde hastanın uyması gereken yaşam tarzı kuralları net biçimde ortaya konmalıdır. Enstrümanlı spinal füzyon uygulanan hastaların postoperatif dönemde doğru şekilde mobilizasyonu, uygun fizyoterapinin uygulanması, ideal kilonun üzerindeki hastaların rijit bir diet programına alınmasıyla birlikte tüm hastaların kilo almasını engelleyecek diet programları uygulaması gibi yaşam tarzı ile ilgili önlemlerin alınması elzemdir. Bunlarla birlikte mukavemet momenti formülünde görüldüğü gibi ($W=\pi d^3/32$) vidanın çapındaki artış vidanın dayanıklılığını önemli ölçüde arttırmaktadır.

Uygulanan sistemin yük taşıyıcı özelliği ön planda olacağından vida boyu ve kalınlığı tatbik edilecek sistem seçiminde son derece önemlidir. Gereğinden ince ve/veya kısa vidaların kullanılması sistemin dayanıklılığını düşürecek, hasta konforunu bozacak ve sonuçta kuvvetle muhtemel kırılarak uygulanmış olan majör operasyonun tekrarını kaçınılmaz kılacaktır.

Bu çalışmanın sonucunda ortaya çıkmış olan verilerin ana fikri enstrümanlı spinal füzyonda cerrahinin başarısı kadar uygun enstrüman sisteminin seçimi, doğru hasta seçimi, doğru endikasyon, postoperatif dönemde hasta bilgilendirilmesi ve doğru yönlendirilmesinin ne kadar önemli olduğudur.

KAYNAKLAR

1. Wiring of the vertebrae as a means of immobilization in fracture and Potts' disease. 1891.

Hadra BE. Clin.Orthop. Relat. Res Jul;460:11-3

2. An operation for progressive spinal deformities: a preliminary report of three cases from the service of the orthopaedic hospital. 1911.

Hibbs RA. Clin Orthop Relat Res. 2007 Jul;460:17-20

3. The classic. Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott's disease. A preliminary report. Jama, 57: 885, 1911. Clin Orthop Relat Res. 1972 Sep;87:5-8.

4. Spinal Füzyon (2002) Türk Nöroşirurji Derneği Yayınları, Editör: Selçuk Palaoğlu

5.Kumar, K., Spinal deformity and axial traction. Spine (Phila Pa 1976), 1996. 21(5): p. 653-5

6.Atta, H.M., Edwin Smith Surgical Papyrus: the oldest known surgical treatise. Am Surg, 1999. 65(12): p. 1190-2.

7.Lang, J.K. and H. Kolenda, First appearance and sense of the term "spinal column" in ancient Egypt. Historical vignette. J Neurosurg, 2002. 97(1 Suppl): p. 152-5.

8.Hippocrates, On the articulations. The genuine works of Hippocrates. Clin Orthop Relat Res, 2002(400): p. 19-25.

9.Marketos, S.G. and P.K. Skiadas, Galen: a pioneer of spine research. Spine (Phila Pa 1976), 1999. 24(22): p. 2358-62.

-
- 10.Kahya, E., Ibn al-Nafis and his work, *Kitab Mujiz al-Qanun*. *Stud Hist Med Sci*, 1995. 9(3-4): p. 89-94.
- 11.Naderi, S., et al., Functional anatomy of the spine by Avicenna in his eleventh century treatise *Al-Qanun fi al-Tibb (The Canons of Medicine)*. *Neurosurgery*, 2003. 52(6): p. 1449-53; discussion 1453-4.
- 12.Naderi, S., F. Acar, and M.N. Arda, History of spinal disorders and *Cerrahiyetul Haniye (Imperial Surgery)*: a review of a Turkish treatise written by Serefeddin Sabuncuoglu in the 15th century. *Historical vignette. J Neurosurg*, 2002. 96(3 Suppl): p. 352-6.
- 13.Novell, J.R., From Da Vinci to Harvey: the development of mechanical analogy in medicine from 1500 to 1650. *J R Soc Med*, 1990. 83(6): p. 396-8.14. Chen, G.Z.F., Derek J.; Farthing, Tom W, Direct electrochemical reduction of titanium dioxide to titanium in molten calcium chloride. *Nature*, 2000. 407: p. 361 – 64.
- 14.EC, B., *Omurga Stabilizasyonunun Biyomekaniği*. 1998.
15. Schultz, A.B., N.B. Alexander, and J.A. Ashton-Miller, Biomechanical analyses of rising from a chair. *J Biomech*, 1992. 25(12): p. 1383-91.
- 16.Sanan, A. and S.S. Rengachary, The history of spinal biomechanics. *Neurosurgery*, 1996. 39(4): p. 657-68; discussion 668-9.
17. Maquet, P., Iatrophysics to biomechanics. From Borelli (1608-1679) to Pauwels (1885-1980). *J Bone Joint Surg Br*, 1992. 74(3): p. 335-9.
- 18.Middleton, W.E., A little-known portrait of Giovanni Alfonso Borelli. *Med Hist*, 1974. 18(1): p. 94-5.

-
19. Provencher, M.T. and W.A. Abdu, Giovanni Alfonso Borelli: "Father of spinal biomechanics". *Spine (Phila Pa 1976)*, 2000. 25(1): p. 131-6.
20. Holdsworth, F., Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine. *J Bone Joint Surg Am*, 1970. 52(8): p. 1534-51.
21. Louis, R., Spinal stability as defined by the three-column spine concept. *Anat Clin*, 1985. 7(1): p. 33-42.
22. Denis, F., The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1983. 8(8): p. 817-31.
23. Albee FH: Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott's disease. *JAMA* 1911; 57: 885-886.
24. Kemal (M. Kemal Öke): Mal de pott, traite par l'operation D'Albee. *Gazette Medicale d'Orient* 1925; 70: 996.
25. Ege R: Çocuk vertebra tüberkülozunda füzyon ameliyatının değeri. *Pediatrici* 1962; 5: 33-43.
26. Ege R: Kliniğimizde tatbik edilen basitleştirilmiş Albee modifikasyonu. *Deniz Tıp Bülteni* 1960; 6: 34- 39.
27. Oskay B: Mal de pott tedavisinde kemik aşları. *Hastane* 2:1948; 169-178.
28. Oskay B: Kemik grefti ile füzyon ameliyatlarının geç takip ve sonuçları hakkında anket, ikinci Türk Tüberküloz kongresi. 1955, s 537-540.
29. Aslanoğlu O: Albee ameliyatının bugünkü durumu. 5. Türk Tüberküloz kongresi. 1961, 720-722.
30. Lök V: Posterior spinal füzyon'un omurga tüberkülozu tedavisindeki yeri. *Açta Orthop et Tramadol Turc* 1974; VIII: 295-305.
31. Ege R: Füzyon ameliyatı yaparak tedavi ettiğimiz 74 vertebra tüberkülozuna ait özellikler. *Tüberküloz ve Toraks mecmuası* 1962; 10:19-30.
32. Ege R: Vertebra füzyon ameliyatı (Arthrodez) ve teknik hususiyetleri. *Gülhane As. Tıp Ak. Bült* 1962; VII, 1-2:19-38.

33. Ege R: Füzyon yaparak tedavi ettiğimiz 87 vertebra tüberkülozu. 17. Milli Türk Tıp Kongresi. S 802-812.

34. Ege R: Vertebra füzyon ameliyatı ve kullandığımız metodun özellikleri. 17. Mili Türk Tıp Kongresi. S 791-801.

35. Ege R: Vertebra tüberkülozu tedavisi ve tedavide füzyon ameliyatlarının değeri. Dirim 1962; 37: 230-239.

36. Ege R: Çocuk vertebra tüberkülozunda füzyon ameliyatının değeri. Pediatri 1962; 5: 33-43.

37. Ege R: Kliniğimizde tatbik edilen basitleştirilmiş Albee modifikasyonu. Deniz Tıp Bülteni 1960; 6: 34- 39.

38. Ege R: Tıp tarihinde vertebranın yeri. Rıdvan Ege (editör): Omurga S. , Trafik Hastanesi Yayınları. Ankara, 1990, S 1-13.

39. Çakırgil GS: Vertebral tüberkülozun tedavisinde "vertebrektomi ve anterior spinal füzyon" uyguladığımız 50 vakanın değerlendirilmesi. Açta Orthop et Traumatol Turc 1986; 20: 231-244.

40. Akçiçek A: Vertebral Osteotomi 53 kifoz olgusu. II. Milli Türk Ort ve Trav Kongresi, 1971.

41. Araşıl E: Özel görüşme.

42. Avman N, Karadayı A, Saveren M: Servikal kord travmalarında anterior dekompresyon ve füzyon (Clovvard) ameliyatının yeri. AÜTFM 1970; XXIII: 1746- 1753.

43. Buharalı Z, Karadayı A, Çordan T, Avman N: Disk hernilerinin cerrahi tedavisi (Cerrahi olarak tedavi edilen 295 vakanın değerlendirilmesi). AÜTFM 1971; XXIV: 910-919.

44. Bertan V, Erbenği A: Fusion for the treatment of compression fracture of the cervical spine. Present limits of neurosurgery. Edited by I Fusex, Z Kunc, Prague, Avicenum Czechoslovak Medical press, 1972

45. Erbenği A: Meslek hayatımda spinal cerrahi: Türk Nöroşirurji Derneği Spinal Cerrahi Grubu Bülteni 2001; 15: 3-19.

46. Avman N, Karadayı A, Saveren M: Servikal kord travmalarında anterior dekompresyon ve füzyon (Clovvard) ameliyatının yeri. AÜTFM 1970; XXIII: 1746- 1753.

47. Buharalı Z, Karadayı A, Çordan T, Avman N: Disk hernilerinin cerrahi tedavisi (Cerrahi olarak tedavi edilen 295 vakanın değerlendirilmesi). AÜTFM 1971; XXIV: 910-919.

-
48. Gökay H: Midline cervical disc and anterior fusion. 1. Akdeniz ve Ortadoğu Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 1970.
49. Alıcı E: Özel görüşme.
50. Bertan V, Erbeni A: Fusion for the treatment of compression fracture of the cervical spine. Present limits of neurosurgery. Edited by I Fusex, Z Kunc, Prague, Avicenum Czechoslovak Medical press, 1972,
51. Zileli M, Öner K, Çağlı S: Posterior servikal stabilizasyon yöntemleri - Halifax interlaminar klemp veya tel ile fiksasyon. Türk Nöroşirurji Kongresi, 22-27 Mayıs 1992, Ürgüp.
52. Zileli M, Çağlı S, Yurtseven T, Eti M, Erşahin Y, Mutluer S: Oksipitoservikal Stabilizasyon. Türk Nöroşirurji Derneği Bilimsel Kongresi, 24-28 Mayıs 1996, İzmir.
53. Özer AF, Keleş GE, Sasani M, Öktenoğlu T, Pamir MN: Transarticular occipitocervical screw fixation using a posterior occipitocervical horseshoe plate. Case report. Turkish Neurosurgery 1995; 5: 71- 72.
54. Özer AF, Öktenoğlu T, Kılıç T, Özgen S, Keleş GE, Pamir MN: Servikal travmalarda plak-vida sistemi ile posterior internal fiksasyon. Türk Nöroşirurji Dergisi 1995; 5: 65-69.
55. Özer AF, İplikçioğlu C, Sarıoğlu AÇ: Tip II odontoid kırığının transodontoid vida ile tespiti. Türk Nöroşirurji Dergisi 1997; 7: 31-34.
56. Özer AF, İplikçioğlu C, Türkmen C, Sasani M, Sarıoğlu AÇ: Atlantoaksial instabilitede posterior C1-2 interfaset fiksasyonu. Olgu sunumu. Türk Nöroşirurji Dergisi 1999; 9: 43-48.
57. Özer AF, Çerçi A, Sasani M, Kalelioğlu M, Sarıoğlu AÇ: Aksisin travmatik spondilolistezisinde posterior plak-vida fiksasyonu "olgu sunumu". Ulusal Travma Dergisi, 1999; 5 (4): 288-291.
58. Özer AF, Öktenoğlu BT, Sarıoğlu AÇ: A New Surgical Technique: Öpen Window Corpectomy in the treatment of the posterior longitudinal ligament and advanced cervical spondylosis: Technical Note. Neurosurgery 1999; 45:1481-1486.
59. Çakırgil GS: Skoliosiste Harrington instrumentation indikasyonları ve 59 klinik vakamızın analizi, V. Milli Türk Ort ve Trav Kongresi, 1977.
60. Çakırgil GS, Çetin i: Torasik ve lomber vertebraların ciddi fraktürlerinin cerrahisinde redüksiyon ve stabilizasyon. Harrington instrumentasyonu ve spinal füzyon) neticeleri. VI. Milli Türk Ort ve Travmatoloji Kongresi, 1979, Ankara.
61. Çakırgil GS: idiopatik skolyozun ciddi eğriliklerinde Halo-femoral traksiyon ve Harrington instrumentasyonu, spinal füzyonun etkinliği. IX. Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongre Kitabı. Düzenleyen Rıdvan Ege. 28-30 Ekim 1985, Alanya, S 272
62. Çakırgil GS, Adıyaman S: İnstabil torakolumbar kırıkların konservatif tedavisi ile Harrington ve Harrington-Luque instrumentasyonun mukayeseli bir klinik çalışması. XI. Milli Türk Ort ve Travmatoloji Kongresi, 1989, Ankara.
63. Temoçin BO: Harrington metodu ile skolyoz tedavisinin üstünlüklerine dair klinik araştırma. Açıta Orthop etTramatol Turc 1978; Suppl 3: S: 61-79.
64. Tiner M, Yüçetürk G: Kliniğimizde Harrington çubukları ile tedavi edilmiş skolyoz vakalarının sonuçları. 5. Türk Milli Ortopedi ve travmatoloji kongresi. 1978 kongre kitabı. 1978 Ankara, S 383-387.
65. Altav H: Harrington metodu ile skolyozda korreksiyon ve içten fiksasyon. 4 olgu. II. Milli Türk Ort ve Trav Kongresi, 1971.
66. Bilsel N: Vertebra kırıklarının tedavisinde SSI metodu. XI. Milli Türk Ort ve Trav Kongresi 1989, Ankara.
67. Çeliker Ö: Torakolumbar vertebral kırıklarında Cotrel-Dubousset tekniği. XI. Milli Türk Ort ve Travmatoloji Kongresi, 1989, Ankara.

-
68. Çeliker Ö, Tüzüner MM, Benli T, Çıtak M: Skolyoz cerrahisinde Cotrel-Dubousset tekniği. XI. Milli Türk Ort ve Travmatoloji Kongresi, 1989, Ankara.
69. Domaniç Ü, Esenkaya i: İdiopatik skolyozun cerrahi tedavisinde Cotrel- Dubousset yöntemi. XI. Milli Türk Ort ve Travmatoloji Kongresi, 1989, Ankara.
70. Hamzaoğlu A, Tözün R, Kaygusuz MA, Seyhan F: İdiopatik skolyozun cerrahi tedavisinde Drummond ve Harri-Luque yöntemleri. XI. Milli Türk Ort ve Trav Kongresi, 1989.
71. Paşaoğlu A, Orhon C, Öktem S, Uzunoğlu H, Akdemir H: Torakolomber travmalarda cerrahi yaklaşım. Türk Nöroşirurji Dergisi, 1989; Ek 1: 104- 106.
72. White A III, P.M., Clinical Biomechanics of Spine, 2nd ed. 1990, Philadelphia, JB Lippincott.
73. Gertzbein, S.D., et al., Centrode patterns and segmental instability in degenerative disc disease. Spine (Phila Pa 1976), 1985. 10(3): p. 257-61.
74. Woltring, H.J., et al., Instantaneous helical axis estimation from 3-D video data in neck kinematics for whiplash diagnostics. J Biomech, 1994. 27(12): p. 1415-32.
75. Myklebust J, P.F., Yoganandan N, Tensile strength of spinal ligaments. Spine 1988. 13: p. 526-531.
76. Spinal Enstrümantasyon ve Omurga Biyomekaniği , Hakan Bozkuş, www.turknorosirurji.org.tr
77. *Titanium. Encyclopædia Britannica Concise. . 2007.*
78. Krebs, R.E., *The History and Use of Our Earth's Chemical Elements: A Reference Guide (2nd edition)*. 2006: Greenwood Press. ISBN 0-313-33438-2.
79. Matthew J. Donachie, J., *TITANIUM: A Technical Guide*. 1988: Metals Park, OH: ASM International. ISBN 0-87170-309-2
80. Emsley, J., *Building Blocks: An A-Z Guide to the Elements*. 2001: Oxford University Press. ISBN 0-19-850341-5.
81. Barksdale, J., *The Encyclopedia of the Chemical Elements*. 1968: Skokie, Illinois: Reinhold Book Corporation. LCCCN 68-29938.
82. *Titanium Columbia Encyclopedia 2000 – 2006*: Columbia University Press. ISBN 0-7876-5015-3.
83. *Stainless Steel World*. VSMPO Stronger Than Ever. 2001: KCI Publishing B.V.
84. Laboratory, L.A.N., *Titanium*. 2004.
85. van Arkel, A.E.d.B., J. H., *Preparation of pure titanium, zirconium, hafnium, and thorium metal*. Z. Anorg. Allg. Chem., 1925. 148(345 – 50).

-
86. Yanko, E., *Omsk VTTV Arms Exhibition and Military Parade JSC Submarines*: general information. 2006.
 87. NATIONAL MATERIALS ADVISORY BOARD, *Commission on Engineering and Technical Systems (CETS), National Research Council*. Titanium: Past, Present, and Future. 1983: Washington, DC: national Academy Press. NMAB-392.
 88. *Titanium Metals Corporation*. *Answers.com. Encyclopedia of Company Histories*,. Answers Corporation 2006 (cited.)
 89. Center, D.N.S., *Strategic and Critical Materials Report to the Congress. Operations under the Strategic and Critical Materials Stock Piling Act during the Period October 2004 through September 2005*,. 2006: United States Department of Defense.
 90. Bush, J., *Boeing's Plan to Land Aeroflot*. BusinessWeek, 2006.
 91. Chen, G.Z.F., Derek J.; Farthing, Tom W, *Direct electrochemical reduction of titanium dioxide to titanium in molten calcium chloride*. Nature, 2000. 407: p. 361 – 64.